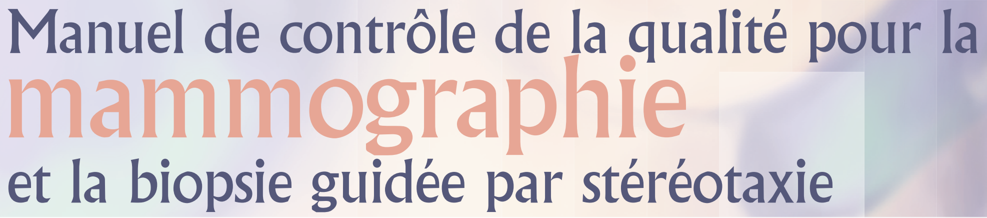
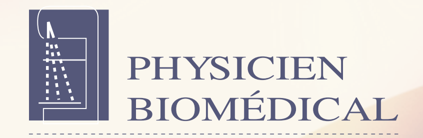


Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Volume 2



Renseignements généraux
Normes

Mammographie classique
Mammographie numérique

Biopsie guidée par stéréotaxie
Pièces biopsiques

Rapport du physicien





Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Volume 2



Francine Noël
Richard Tremblay

Direction générale de la santé publique

Santé
et Services sociaux
Québec

Édition produite par :
La Direction des communications du ministère de la Santé et des Services sociaux

Recherche et rédaction : Francine Noël, technologue en radiologie
Richard Tremblay, physicien biomédical
Direction de la prévention clinique et de la biovigilance

Révision : Yvette Gagnon

Pour obtenir un exemplaire du présent document, faites parvenir votre commande

par télécopieur : (418) 644-4574

par courriel : **communications@msss.gouv.qc.ca**

ou par la poste : Ministère de la Santé et des Services sociaux
Direction des communications
1075, chemin Sainte-Foy, 16e étage
Québec (Québec)
G1S 2M1

Ce présent document est consultable à la section **documentation** du site Web du ministère de la Santé et des Services sociaux dont l'adresse est : **www.msss.gouv.qc.ca** ou à la section **documentation** du site Web du Programme québécois de dépistage du cancer du sein dont l'adresse est : **www.msss.gouv.qc.ca/pqdcs**.

Bien que la mammographie soit un examen d'imagerie médicale étant effectué généralement par des femmes et s'adressant plus particulièrement à celles-ci, le genre masculin a été employé pour alléger le texte et il désigne aussi bien les femmes que les hommes.

1ère édition (1998) : *Manuel de contrôle de la qualité*
Volume 2 : Physicien biomédical
Roger Daris et Richard Tremblay
ISBN 1998 : 2-550-32613-X

Dépôt légal
Bibliothèque nationale du Québec, 2006
Bibliothèque nationale du Canada, 2006
ISBN 2-550-47025-7 (version imprimée)
ISBN 2-550-47026-5 (version PDF)

MOT DU DIRECTEUR NATIONAL DE SANTÉ PUBLIQUE

Je suis fier, à titre de directeur national de santé publique, de participer à l'évolution du Programme québécois de dépistage du cancer du sein, de façon à toujours offrir à toutes les Québécoises des services de haute qualité dans des lieux accessibles. L'adaptation de ces services aux récentes transformations du réseau de la santé, aux échelons local, régional et national, s'avère essentielle.

Une nouvelle ère pointe à l'horizon dans le domaine de la technologie de l'imagerie médicale, notamment en ce qui concerne la mammographie telle qu'elle est pratiquée dans le cadre du Programme québécois de dépistage du cancer du sein (PQDCS). En effet, la transition s'amorce lentement de la mammographie classique – largement utilisée jusqu'ici – à la mammographie numérique, lequel changement s'accentuera au cours des prochaines années. Un tel contexte nous invite à revoir régulièrement les normes du PQDCS.

Le *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie – Volume 2 Physicien biomédical* traite des aspects techniques. Dans sa présente édition revue, il s'ajoute aux autres publications relatives au PQDCS que la Direction générale de la santé publique du ministère de la Santé et des Services sociaux produit tant à l'intention du personnel du réseau qu'à celle de la population.

Les nouvelles normes de qualité contenues dans ce manuel commandent des développements importants sur le plan de la formation des ressources humaines du réseau qui seront appelées à les mettre en application.

Le présent manuel illustre bien les efforts qui sont faits afin d'assurer la qualité des services offerts à la population. C'est grâce à de telles initiatives que nous pourrons améliorer la détection précoce des cancers et ainsi contribuer à la santé des femmes.

Alain Poirier
Directeur national de santé publique
et sous-ministre adjoint

MOT DU PRÉSIDENT DE L'ASSOCIATION DES PHYSICIENS ET INGÉNIEURS BIOMÉDICAUX DU QUÉBEC

L'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ), dont les membres travaillent dans le domaine de la santé, s'intéresse particulièrement à la production et à la diffusion des connaissances relatives à la technologie médicale afin de s'assurer de l'utilisation sécuritaire de celle-ci pour le bien de la population. En ce qui a trait plus précisément à l'objet du présent manuel, l'APIBQ soutient que ses membres sont à même de conseiller judicieusement les responsables des installations de mammographie au Québec sur tous les volets de la qualité de l'imagerie. Au fil des ans, l'Association a organisé des cours et offert de la formation pour favoriser le développement des connaissances dans ce domaine. L'Association ou certains de ses membres ont également participé, avec le Conseil d'évaluation des technologies d'alors, à la définition du Programme québécois de dépistage du cancer du sein et en ont suivi la qualité à toutes les phases de son implantation.

Aujourd'hui, par son comité permanent de radioprotection, l'Association influence encore largement le contenu du présent document qui est en fait l'actualisation du manuel antérieur auquel l'Association avait aussi grandement contribué.

Grâce à ce manuel et aux critères qu'il détaille, grâce aux procédures, aux instructions et aux formulaires, les évaluations se feront plus facilement dans les centres de mammographie et un très haut niveau de qualité y sera assuré. L'APIBQ encourage la mise en application de ce manuel dans toutes les installations de mammographie au Québec.

L'Association restera par ailleurs attentive à l'évolution scientifique et technique du domaine et, en temps opportun, des adaptations pourront à nouveau être apportées au contenu. Néanmoins, je souhaite longue vie à ce manuel de contrôle de la qualité et je recommande enfin à tous les membres d'en faire bon usage.

Le président de l'APIBQ,

Raymond Carrier

REMERCIEMENTS

L'élaboration du présent ouvrage a été rendue possible grâce à l'appui de messieurs Alain Poirier, directeur national de santé publique, Denis Drouin, directeur de la promotion de la santé et du bien-être, et Yves Jalbert, directeur de la prévention clinique et de la biovigilance. Nous les remercions du soutien et surtout de la confiance qu'ils nous ont accordés dans la poursuite de nos objectifs de haute qualité en mammographie.

Dans un contexte où la technologie utilisée en imagerie médicale évolue très rapidement et où les groupes de recherche de niveau international unissent leurs efforts afin d'établir tant les normes que les procédures relatives au contrôle de la qualité, nous avons formé un groupe de travail réunissant des physiciens, membres de l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ), et fait appel à plusieurs personnes, organismes ou fabricants pour arriver à produire ce document. Nous souhaitons les remercier.

Ainsi, nos plus vifs remerciements s'adressent à messieurs Normand Nadon, de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Mario Mignault, de Pro Rayons-X Québec, Jacques Blanchette, responsable du comité de radioprotection, pour leur aide précieuse et leur soutien tout au long de nos travaux.

Nous exprimons notre reconnaissance aux autres membres du groupe de travail : messieurs Michel Deschamps, de Radioprotection inc., Pierre Gauthier, de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Jean-Pierre Gauvin, de Contex environnement, et Claude Matte, du Groupe biomédical Montérégie.

Nous ne pouvons passer sous silence la collaboration des institutions et de leur personnel ainsi que celles des entreprises privées qui nous ont permis d'utiliser leurs équipements et leurs instruments de mesure sans lesquels nos travaux n'auraient pu être achevés. Nous remercions l'Hôpital Saint-François d'Assise, l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, l'Hôpital du Saint-Sacrement, le Centre Radiologique Ville-Marie de Montréal, le Bureau de la radioprotection de Santé Canada, Physix inc. et Pro Rayons-X.

Nous souhaitons également remercier les compagnies Agfa inc. Canada, GE Healthcare Canada, Groupe Christie et Kodak Canada inc. ainsi que leurs représentants qui nous ont donné de précieux renseignements.

Enfin, nous remercions monsieur Douglas J. Simpkin pour ses renseignements privilégiés et pour leurs commentaires avisés, madame Lise Bergevin, de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec, monsieur Gilbert Gagnon, du Cégep de Sainte-Foy, monsieur Alain Gauvin, président du comité d'accréditation en physique de la mammographie du Collège canadien des physiciens en médecine, madame Maria Kalivas de l'Association canadienne des radiologistes, messieurs Christian Lavoie et Yani Picard, de Santé Canada, ainsi que monsieur Stéphane Morin, de l'Hôpital Laval.

Nous espérons que le présent manuel répondra à vos attentes.

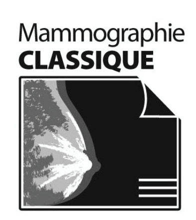
TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES TABLEAUX

LISTE DES FIGURES

LISTE DES ANNEXES

SIGNIFICATION DES ICÔNES



L'icône ci-contre se rapporte à l'usage d'un équipement de mammographie comportant un système film-écran ou à la procédure des différents tests à effectuer sur un tel équipement. La mammographie effectuée à l'aide d'un système film-écran, ou mammographie conventionnelle, est appelée *mammographie classique* dans le présent document.



L'icône ci-contre se rapporte à l'usage d'un équipement de mammographie comportant un détecteur numérique ou à la procédure des différents tests à effectuer sur un tel équipement. Cette technique est appelée *mammographie numérique* dans le présent document.



L'icône ci-contre indique la norme fixée pour un test donné. La *norme minimale* correspond à la limite ou au seuil minimal acceptable pour que la qualité soit assurée. Il y a donc obligation d'atteindre la norme.



L'icône ci-contre indique une valeur idéale à atteindre ou une tendance actuelle. Par opposition à la norme minimale, la *valeur optimale* ne constitue pas une limite ou une obligation mais plutôt une valeur normalement facile à obtenir dans les meilleures conditions. C'est une valeur de référence qui correspond à une excellente performance ou à une bonne pratique.

***Note :** Un lexique est proposé à la fin de ce manuel pour faciliter la compréhension de certains tests.*

INTRODUCTION

La mammographie est un examen fondamental dans l'exploration du sein. C'est en effet la méthode la plus efficace jusqu'à maintenant pour détecter le cancer du sein ; son efficacité sur le plan diagnostic dépend cependant de la qualité des examens effectués.

Pour assurer la qualité optimale des examens faits dans les centres de mammographie, le ministère de la Santé et des Services sociaux a adopté, en 1997, un programme de contrôle de la qualité par les technologues. Ce programme, qui a permis une nette amélioration de la qualité des examens, proposait les outils nécessaires pour aider chaque professionnel participant au processus de contrôle de la qualité en mammographie. Tous ces professionnels doivent travailler ensemble afin d'atteindre les objectifs recherchés en ce qui a trait à l'assurance de la qualité. Un deuxième manuel de contrôle de la qualité, s'adressant aux physiciens biomédicaux, a été publié en 1998.

Les changements technologiques et la recherche constante d'une qualité accrue ont rendu nécessaire la mise à jour de ces documents. La version révisée et augmentée du *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie*, a été publiée en juin 2001. Nous vous proposons maintenant une nouvelle édition du *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 2 : Physicien biomédical.*

Le présent document contient les tests à effectuer et les procédures à suivre par les physiciens biomédicaux au moment de vérifier une installation radiologique comportant soit un système film-écran (mammographie classique) ou un système numérique (mammographie numérique) dans le cadre du Programme québécois de dépistage du cancer du sein (PQDCS).

Le lecteur y trouvera une mise à jour des différentes vérifications à effectuer sur des équipements comportant un système film-écran et un ensemble de procédures et de vérifications pour la mammographie numérique, technologie qui sera graduellement intégrée dans le PQDCS. Les procédures ont été adaptées de façon à prendre en considération les particularités des unités itinérantes, des équipements pour biopsie par stéréotaxie et des équipements utilisés pour la radiographie des pièces biopsiques.

Certaines vérifications peuvent s'ajouter au protocole de base ; elles sont décrites dans les sections portant respectivement sur ces différents équipements. Les nouvelles vérifications et procédures concernant la mammographie numérique se présentent comme une introduction des contrôles de la qualité qui devraient s'appliquer à cette technologie. Toutefois, les développements technologiques et les différentes contraintes liées à leur application exigeront des mises à jour régulières et impliqueront que les différents groupes de professionnels acquièrent de nouvelles connaissances.

En plus de procéder aux vérifications nécessaires sur les équipements, les physiciens exerceront un rôle de consultant pour les centres de mammographie. Une nouvelle approche visant à améliorer la qualité est présentée dans ce manuel. Un travail d'équipe et une complicité entre les groupes de professionnels, particulièrement entre les physiciens et les technologues, permettront un meilleur suivi ainsi qu'une meilleure compréhension des problèmes techniques comme des corrections à apporter.

Pour assurer la qualité optimale et constante des examens, ce programme doit faire l'objet d'un suivi rigoureux par chacun des centres qui y participent et par chacun des professionnels intéressés.

Pour chaque procédure et chaque test recommandé, nous préciserons, le cas échéant, l'objectif visé, le matériel requis, la marche à suivre, les précautions à prendre, les critères de performance recommandés ainsi que les mesures correctives à apporter pour atteindre les normes fixées.

L'évaluation des équipements par le physicien est effectuée annuellement pour un équipement du type classique et tous les six mois pour un équipement numérique. Des vérifications particulières, découlant d'un changement apporté à l'équipement ou à l'une de ses composantes, peuvent être nécessaires et respectent le même protocole. Le physicien utilisera un rapport-type afin de s'assurer de la bonne compréhension et de l'entière collaboration des technologues.

L'évolution rapide de la technologie impose un travail d'équipe constant et une grande collaboration entre les différents groupes de professionnels. Nous sommes assurés que le dynamisme et le professionnalisme de ceux-ci nous permettra de relever le défi des prochaines années.

Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Renseignements généraux
Normes

- *Mammographe*
- *Récepteur d'image ou détecteur*
- *Chambre noire et sa construction*
- *Entreposage du matériel photographique et archivage*
- *Appareils de traitement de l'image*
- *Visualisation de l'image*
- *Instruments de mesure et matériel utilisés par le physicien*
- *Particularités de la mammographie*
- *Vérification par le physicien et modalités d'application*

1

RENSEIGNEMENTS GÉNÉRAUX

1.1. LE MAMMOGRAPHE

Les appareils spécialisés que l'on utilise pour la mammographie diffèrent de ceux auxquels on a recours en radiologie générale sous plusieurs aspects. On remarque les distinctions qui suivent.

a) La distance source-image (DSI) est beaucoup plus courte : elle est généralement de l'ordre de 65 cm. Il y a lieu de la mesurer avec précision afin d'établir les débits de rayonnement en fonction de la distance.

b) Le grand foyer du tube est de dimension inférieure ou égale à 0,4 mm. Un foyer de 0,3 mm est préférable.

c) Pour les agrandissements, le petit foyer est utilisé et il ne devrait pas dépasser 0,1 mm. Avec un agrandissement de rapport 2, nous obtenons un flou de 0,1 mm pour des microcalcifications ayant de 0,2 à 0,5 mm.

d) Le foyer du tube ne se situe pas à la verticale du centre du récepteur d'image mais sur la perpendiculaire du support de cassette, du côté de la paroi thoracique. Le faisceau n'est pas homogène et son intensité diminue dans la direction cathode-anode ; l'anode est donc inclinée pour tenir compte de cette réduction du faisceau. La partie réduite du faisceau est placée du côté du mamelon. Dans le cas d'appareils d'une technologie plus ancienne, cela contribue malheureusement à augmenter l'importance de l'effet de variation de densité optique sur le film (effet talon).

e) La tension est plus faible : la tension utilisée en mammographie varie généralement de 24 à 35 kilovolts (kVp).

f) Le spectre du rayonnement est davantage monoénergétique en raison de la prédominance du rayonnement caractéristique du molybdène (Mo) ou du rhodium (Rh) sur le rayonnement de freinage (*bremsstrahlung*).

g) La couche de demi-atténuation (CDA) est beaucoup plus faible : elle est de l'ordre de 0,3 mm d'aluminium (Al) pour un kilovoltage d'environ 25 kVp.

h) La filtration ajoutée, beaucoup plus mince qu'en radiologie diagnostique, est de l'ordre de 0,03 mm de Mo ou de Rh. La filtration ne doit pas créer d'artéfacts sur les films. Certaines détériorations du filtre – des taches d'oxydation, par exemple – peuvent produire des artéfacts sur les radiogrammes. Il en va de même pour les souillures sur la plaque de compression, le porte-grille ou la cassette.

i) En mammographie, les tubes sont moins puissants. Plusieurs facteurs expliquent la différence : le diamètre des anodes, qui est souvent de 70 mm ; les pistes de molybdène, plus fragiles que celles de tungstène ; les foyers de faible dimension, soit de 0,3 ou 0,1 mm, et la capacité calorifique de l'anode.

j) Le courant, mesuré en milliampères (mA), des tubes est plus faible : il est généralement de 100 mA sur le grand foyer et de 25 mA sur le petit foyer. Le temps d'exposition aux rayonnements X est beaucoup plus long qu'en radiologie générale. Ainsi, en mammographie, on utilise fréquemment des temps d'exposition de 0,5 à 2 secondes.

k) La grille le plus souvent utilisée en mammographie classique est mobile et a un rapport de 5 : 1. Une grille alvéolaire est aussi utilisée en mammographie. Cette grille en nid-d'abeilles a le pouvoir de retenir une grande partie du rayonnement secondaire sans augmenter la dégradation du rayonnement primaire. Elle absorbe le rayonnement diffusé dans deux directions.

   Note : *Certains appareils de mammographie numérique ne comportent pas de grille (par exemple, le système de mammographie par balayage).*

l) Le système d'exposition automatique permet la sélection de l'aire sensible dans une zone représentative du parenchyme mammaire.

m) La faible pénétration du faisceau de rayonnement exige que l'on prête une attention particulière à tous les éléments absorbants traversés par le faisceau quand vient le temps de vérifier les mesures ou de faire des radiogrammes. Par exemple, il est important de noter si la plaque de compression est en place ou non. Cette précaution est obligatoire au moment de mesurer la CDA et le débit.

n) Comme c'est le cas en radiologie générale, on note un durcissement important du faisceau attribué à la filtration par les tissus. Le faisceau devient de plus en plus pénétrant en traversant le sein. Par exemple, pour 26 kVp, on mesure une CDA de l'ordre de 0,35 mm d'aluminium à l'entrée d'un absorbant d'acrylique de 4 cm et de 0,57 mm à la sortie.

1.2. LE RÉCEPTEUR D'IMAGE OU LE DÉTECTEUR

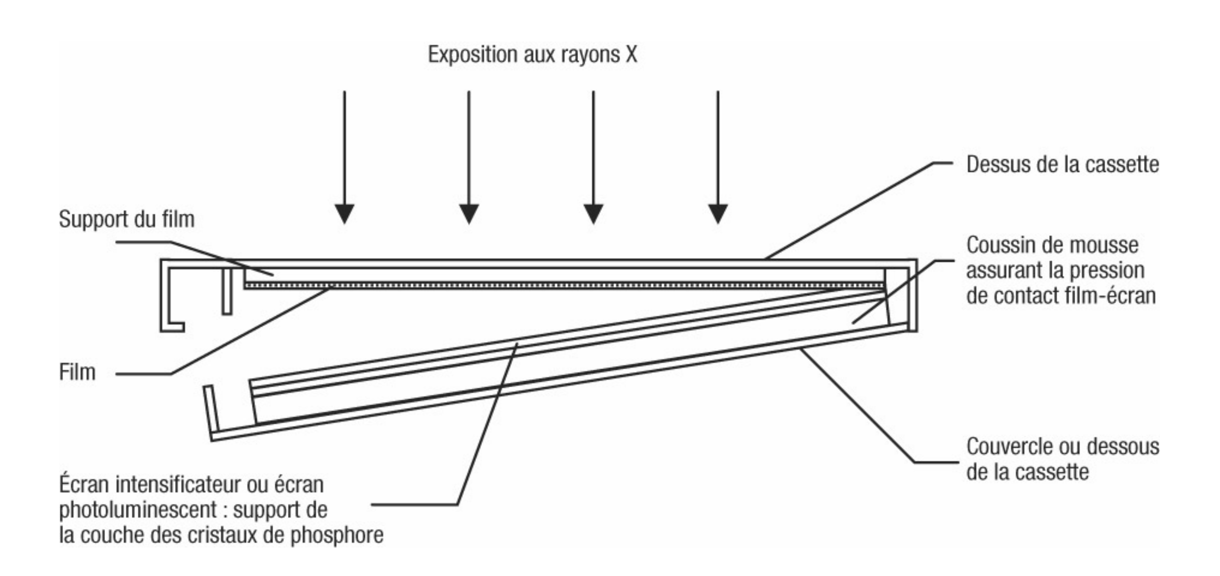
Pour faire ressortir l'importance de certaines vérifications relatives au récepteur d'image, nous faisons la distinction entre les différents systèmes. Dans le présent manuel, la mammographie classique désigne la mammographie dite conventionnelle ou standard, laquelle comporte un système film-écran, par opposition à la mammographie numérique et au système numérique. Nous présentons, pour chacun de ces systèmes, les différents récepteurs utilisés.



1.2.1. Système film-écran (classique)

En mammographie classique, le terme *récepteur d'image* désigne le système film-écran, appelé aussi couple film-écran. On utilise habituellement un film argentique à simple émulsion placé dans une cassette munie d'un seul écran. Cet écran, placé derrière le film, est **photoluminescent**, c'est-à-dire qu'il a la propriété d'émettre une lumière lorsqu'il est exposé aux rayonnements X.

FIGURE 1 : LE RÉCEPTEUR D'IMAGE EN MAMMOGRAPHIE CLASSIQUE (COUPLE FILM-ÉCRAN)



Particularités du système film-écran

a) Le faisceau de rayonnement traverse l'émulsion avant d'irradier l'écran. Il est donc impératif de placer le film dans le bon sens, c'est-à-dire le côté portant l'émulsion en contact avec l'écran lorsqu'il s'agit d'un film à simple émulsion, sinon la sensibilité du système diminue de façon significative.

b) Le récepteur d'image constitue un absorbant très important entre le tube et la photocellule ; il faut donc s'assurer d'utiliser des cassettes du même type pour obtenir la même atténuation pour les mêmes facteurs d'exposition.

c) Les cassettes servant aux vérifications doivent toujours être étiquetées et porter un numéro, une lettre ou un autre signe distinctif.

d) La sensibilité des couples film-écran peut varier avec tout changement de film, d'écran, de type de révélateur, de température ou de temps de développement. Toute modification peut entraîner une réévaluation des paramètres de base de la sensitométrie et du système d'exposition automatique. Pour évaluer les performances réelles du centre de mammographie, le physicien devra utiliser les mêmes paramètres d'exposition et les mêmes produits, et ce dans les conditions valant habituellement pour le développement dans ce centre.

e) Il faut prêter une attention particulière au fait que certains appareils de traitement des films peuvent fonctionner dans les deux modes : développement habituel (de 90 à 140 secondes) et développement prolongé (jusqu'à 210 secondes). Tout changement de mode peut entraîner une variation considérable de la densité.



1.2.2. Système numérique

Dans un système numérique, différentes technologies peuvent servir à la production des images. Elles se différencient en grande partie par le type de détecteur utilisé à cette fin. En mammographie numérique, l'écran et le film sont remplacés par un **détecteur solide**, que nous associons au terme *détecteur-récepteur*, ou par un **écran luminescent photostimulable**, appelé aussi **plaque photostimulable**, que nous associons au terme *cassette-récepteur*.

Nous décrivons ces technologies sur la base de leurs principes de fonctionnement. Nous distinguons **système direct** et **système indirect**.

Système direct

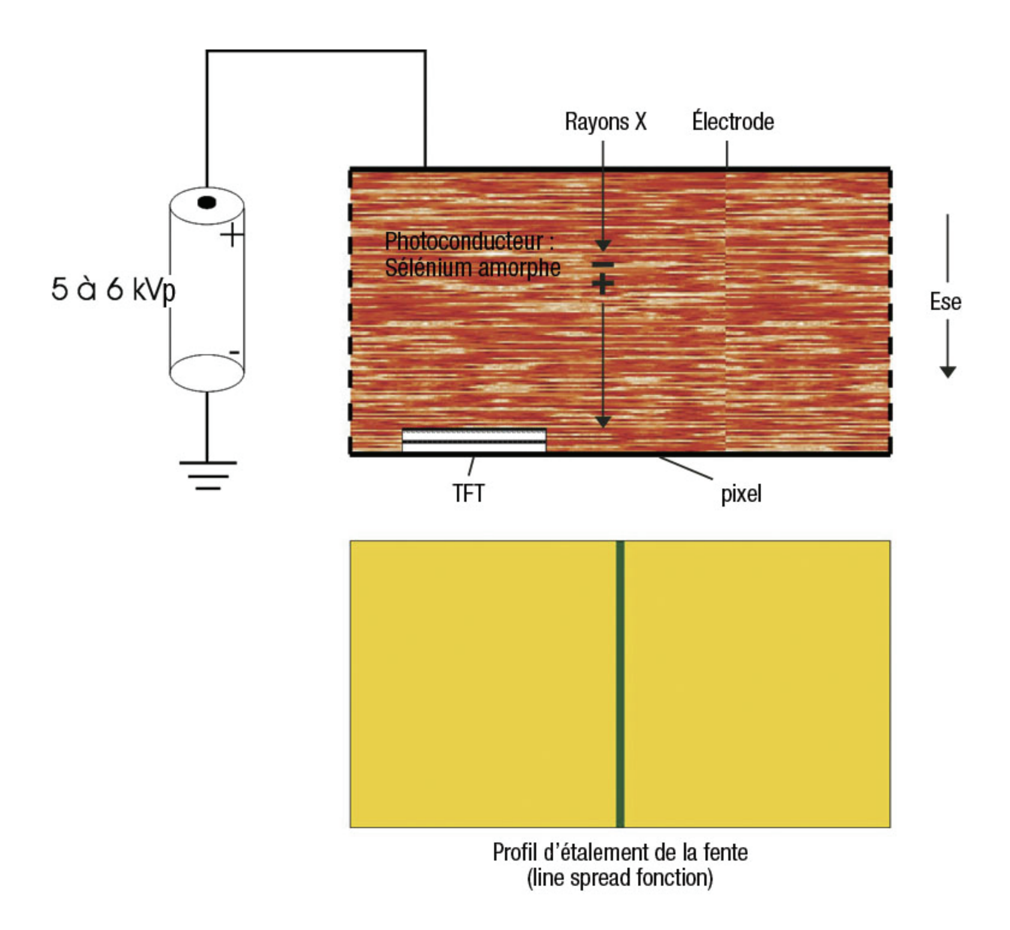
Le système direct comprend un **photoconducteur** qui joue le rôle de détecteur. Les rayonnements X sont absorbés par ce photoconducteur, lequel transmet directement un signal électrique afin de produire l'image numérique. Actuellement, on retrouve des photoconducteurs avec une lecture point par point et des photoconducteur*s* avec lecture de surface (TFT *–thin film transistor –*, ou transistor à couches minces).

Détecteurs numériques directs (photoconducteurs)

Les détecteurs numériques directs sont composés d'un semi-conducteur, notamment le sélénium amorphe, qui a la propriété de transformer l'énergie produite par les rayonnements X en charge électrique. L'effet est linéaire, proportionnel au nombre de photons. L'exposition aux rayonnements X produit une ionisation du détecteur. Le photon X provoque l'arrachement de l'électron de son orbite et l'amène dans la bande de conduction.

Les électrons de conduction sont dirigés vers les transistors (TFT) en raison du champ électrique appliqué (Ese). Les transistors captent les charges et amplifient le signal, lequel est ensuite numérisé (voir la figure 2).

FIGURE 2 : LE DÉTECTEUR NUMÉRIQUE DIRECT AU SÉLÉNIUM AMORPHE



Profil d'étalement de la fente
(line spread fonction)

Les détecteurs au sélénium absorbent les rayons X et ils les convertissent en charges qui sont captées par un transistor.

Système indirect

Le système indirect comprend :

– soit un **photodétecteur,** lequel joue le rôle de détecteur. Les rayonnements X interagissent avec un scintillateur qui produit promptement de la lumière. Cette lumière produite est captée par des photodétecteurs, lesquels émettent un signal électrique qui est ensuite mesuré pour produire l'image numérique ;

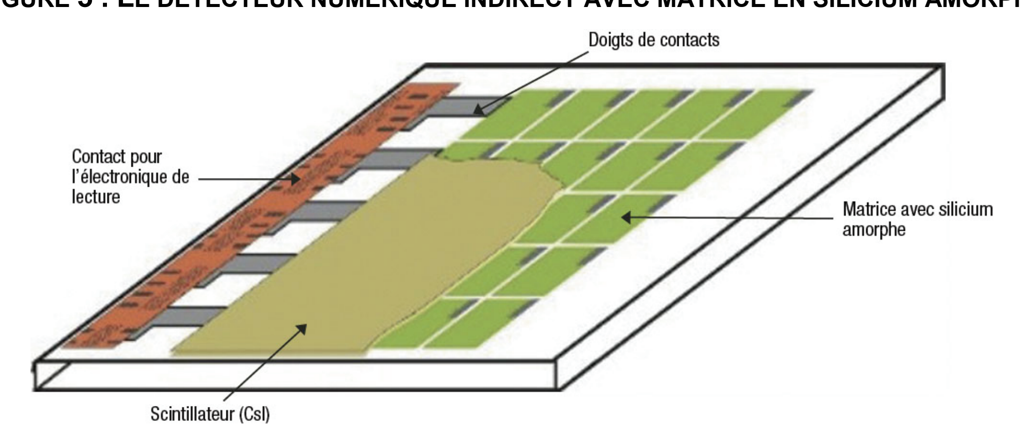
– soit, avec la technologie CR (*computed radiography*), des **écrans luminescents photostimulables**. Ici, l'écran, aussi appelé **plaque photostimulable**, sert de détecteur. La plaque photostimulable se présente comme un écran non fixé dans un récepteur du type cassette. Au moment de son exposition aux rayonnements X, elle emmagasinera l'image latente. Par la suite, l'extraction de l'image latente sera effectuée par un balayage laser et celle-ci sera convertie en image numérique.

Détecteurs numériques indirects (photodétecteurs)

Le fonctionnement des détecteurs numériques indirects fait intervenir la lumière. Un scintillateur comme l'iodure de césium sera utilisé pour capturer et convertir l'énergie des rayonnements X en lumière ; celle-ci sera à son tour convertie en signal électrique par l'intermédiaire d'un système optique, comme le CCD (*charge-couple device*, ou dispositif à couplage de charges – DCC), ou par celui d'un mince film de photodiodes composé de silicium amorphe (a-Si). Avec le système au silicium amorphe, le signal électrique généré peut être capturé par un transistor à couches minces (TFT).

Par l'interaction des rayonnements X avec un matériau photoluminescent comme l'oxysulfure de gadolinium (Gd_2O_2S) ou l'iodure de césium dopé au thallium (CsI-Tl), des électrons seront amenés à l'état excité et retourneront rapidement à leur état fondamental en émettant de la lumière (voir la figure 3).

FIGURE 3 : LE DÉTECTEUR NUMÉRIQUE INDIRECT AVEC MATRICE EN SILICIUM AMORPHE



Technologie CR (avec écrans luminescents photostimulables, aussi appelés plaques photostimulables)[1]

Actuellement, le système basé sur la technologie CR comprend, comme récepteur, un écran luminescent photostimulable, ou plaque photostimulable, fait d'un composé appartenant au groupe des fluorobromures de baryum dopés à l'europium (BaF*x*-Eu^{++}) où *x* est du chlore (Cl), du brome (Br) ou de l'iode (I), ou une combinaison de ces éléments. D'autres matériaux luminescents, tels que le bromure de rubidium dopé au thallium (RbBr-Tl) et le bromure de césium dopé à l'europium (CsBr-Eu^{++}), peuvent être utilisés. Les plaques se présentent dans les dimensions habituellement utilisées en mammographie et sont protégées par des boîtiers semblables aux cassettes qui renferment un couple film-écran. Une cassette contenant une plaque photostimulable recueille l'image latente après exposition aux rayonnements X. Avec les nouveaux matériaux utilisés, l'image latente peut être relativement stable. La plaque photostimulable joue le rôle de récepteur d'image, comme le film dans le système classique.

Quand la **plaque photostimulable** sera soumise aux rayonnements X, elle ne libérera pas immédiatement l'énergie, contrairement aux **écrans photoluminescents** courants. Les électrons seront **piégés** dans un niveau d'énergie supérieur. Pour que les électrons soient libérés, la plaque photostimulable doit être stimulée par une source d'énergie, habituellement une lumière de longueur d'onde précise.

Ainsi, une source de lumière monochromatique, généralement un faisceau laser très fin, émettra une lumière rouge et balayera la plaque. Le balayage se fait un point ou une ligne à la fois sur la surface totale de la plaque.

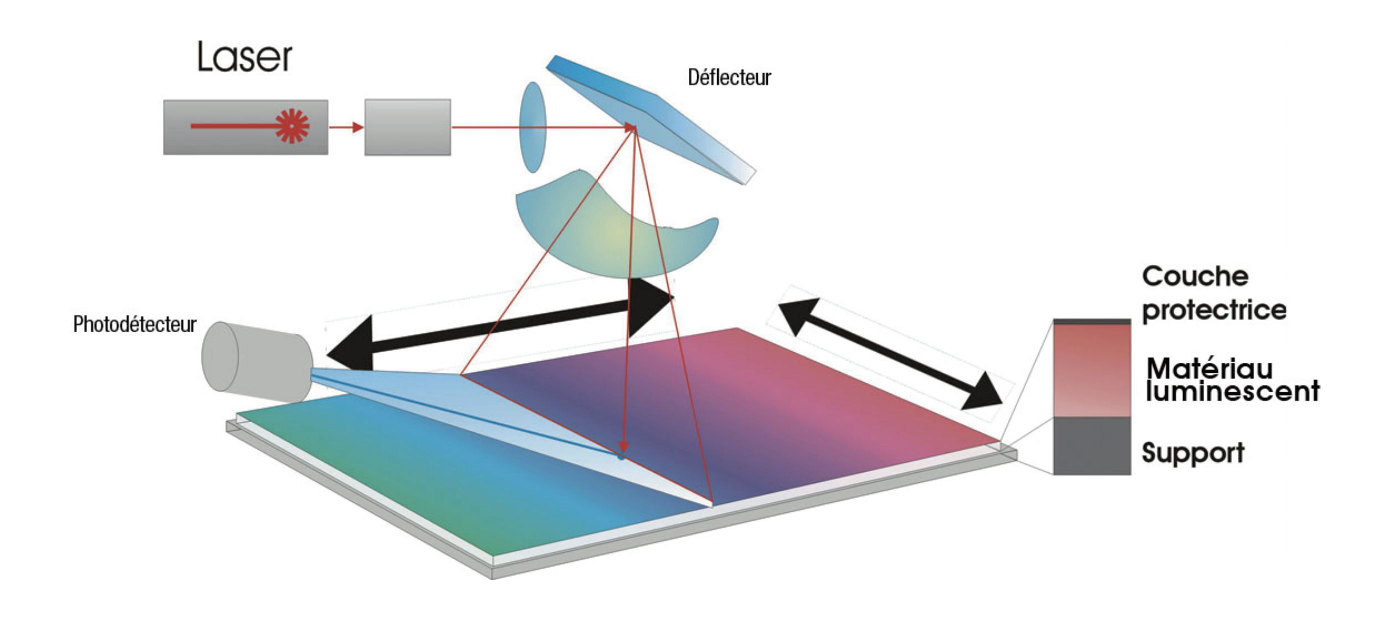
Une énergie lumineuse sera libérée par la plaque, sous forme de lumière généralement bleue, et sera recueillie par un **photodétecteur** couplé à un guide optique.

---

1. Des vérifications générales concernant le contrôle de la qualité sont proposées dans le présent manuel afin de mieux faire comprendre les différences et les similitudes entre les différents types de technologies. À la date de publication du présent manuel, la mammographie numérique basée sur la technologie CR a reçu depuis peu l'approbation de Santé Canada.

Le système de lecture incorpore des stabilisateurs afin de réduire le plus possible les fluctuations d'intensité du laser puisque des fluctuations de quelques dixièmes de 1 % peuvent influencer la lecture. Il y aura recombinaison des électrons de la plaque photostimulable après la **photostimulation** par laser. Cette libération d'énergie sera proportionnelle au débit de lumière produit par un laser et à l'énergie emmagasinée dans la plaque. La réponse de la plaque photostimulable, sous forme d'émission de lumière bleue, est quant à elle proportionnelle à l'intensité du faisceau laser. Celle-ci sera transformée en image numérique par l'intermédiaire d'un système électronique. Finalement, la plaque sera totalement déchargée par l'émission d'une lumière forte afin d'être réutilisée (voir la figure 4).

FIGURE 4 : LA TECHNOLOGIE CR (PLAQUE PHOTOSTIMULABLE)



Particularités d'un système numérique

a) L'image produite ou emmagasinée par le détecteur est transmise aux moniteurs servant à la visualisation ou à la lecture (*soft copy display*).

b) Une image numérique est représentée par une matrice de pixels dont chacun a une profondeur de l'ordre de 10 bits. Le nombre de bits détermine le nombre de tons de gris disponibles pour afficher l'image. Par exemple, si la profondeur de bit est de 8, il y a 2^8, soit 256, tons de gris pour l'affichage.

c) La résolution spatiale indique la capacité d'un système à détecter les structures fines. En mammographie numérique, la résolution spatiale est limitée par la taille du pixel constituant la matrice tandis que le film mammographique est limité par la taille du grain qui compose l'émulsion.

d) La fréquence spatiale s'associe à la résolution spatiale. Elle s'exprime en nombre de paire de lignes par millimètre (pl/mm). La taille du pixel en millimètre est égale à 1/(2 x fréquence spatiale en pl/mm). Une résolution élevée correspond à un pixel de faible taille et à un nombre élevé de paires de lignes par millimètre.

e) La mammographie numérique à l'aide de plaques photostimulables implique l'utilisation de cassettes, comme c'est le cas pour la mammographie classique avec le couple film-écran. Il est très important de nettoyer régulièrement les plaques et les cassettes. Les plaques devront être effacées au début de chaque journée de travail.

f) Les points à surveiller :

– la chaîne d'imagerie, qui devient plus complexe ;

– le lien étroit entre l'exposition au rayonnement X et l'image obtenue ;

– le vieillissement du récepteur ;

– le vieillissement des moniteurs ;

– les algorithmes et les modalités de présentation ;

- la compression des données. Elle est souhaitable pour faciliter la transmission et le stockage de ces données. Le type et le pourcentage de compression utilisés par le système doivent être sélectionnés et révisés périodiquement pour que la qualité des images soit assurée ;

- l’archivage sur film laser ou dans un PACS (*Picture Archiving and Communication System*) ;

- le transfert d’image. La transmission de données à un autre poste de travail doit se faire en conformité avec la norme NEMA PS 3.14. Aucune perte d’information ne devrait avoir eu lieu si ces données servent à poser un diagnostic. Le système de transmission doit avoir une capacité de vérification d’erreurs suffisante.

FIGURE 5 : LA PRODUCTION D'UNE IMAGE NUMÉRIQUE

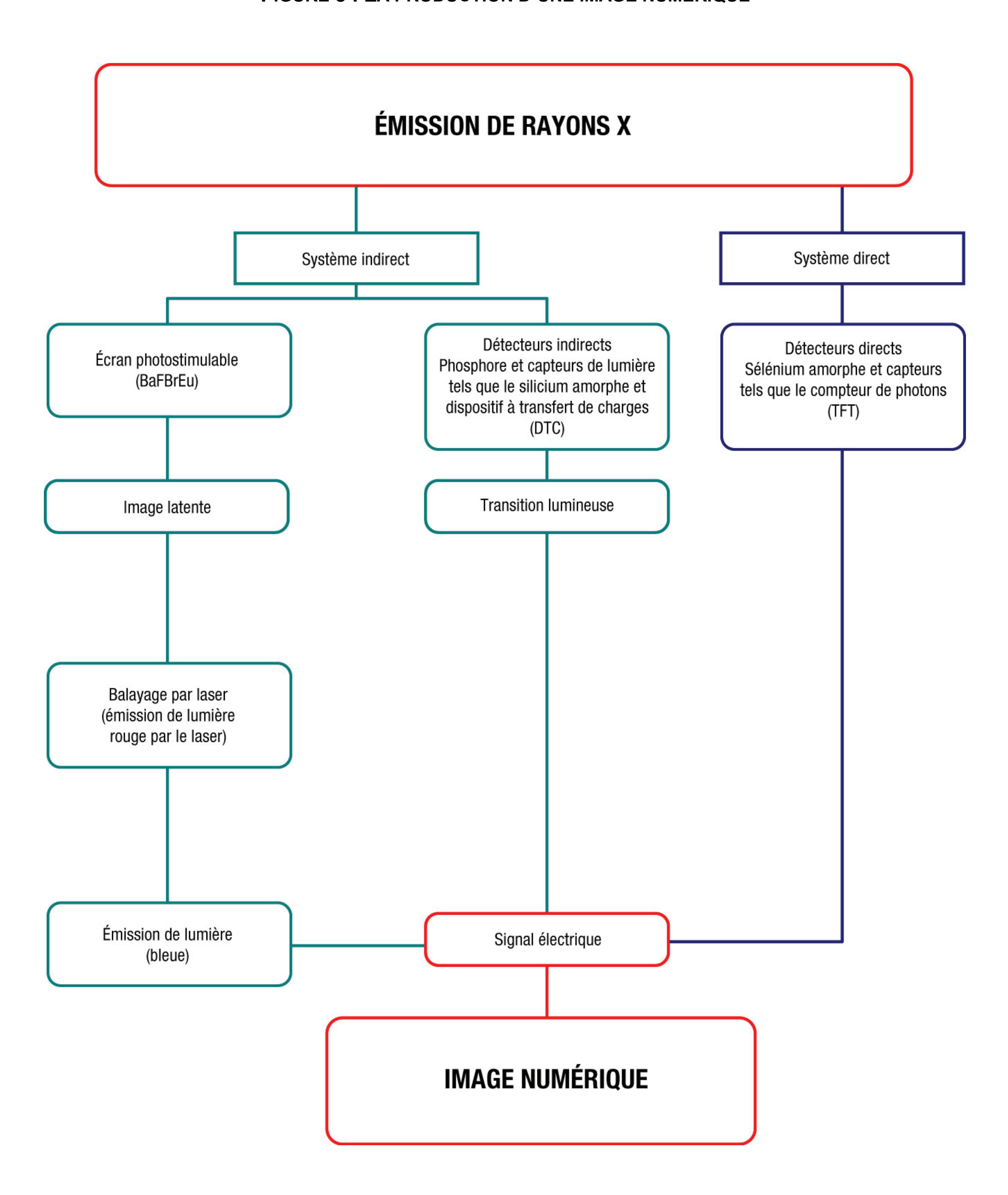


TABLEAU 1 : COMPARAISON ENTRE LE SYSTÈME NUMÉRIQUE ET LE SYSTÈME CLASSIQUE

SYSTÈME NUMÉRIQUE		SYSTÈME CLASSIQUE
DÉTECTEUR-RÉCEPTEUR	**PLAQUE PHOTOSTIMULABLE**	**COUPLE FILM-ÉCRAN**
▪ La latitude d'exposition est grande.	▪ La latitude d'exposition est plus grande que celle du couple film-écran.	▪ La latitude d'exposition est faible.
▪ La résolution spatiale est moindre que celle du couple film-écran.	▪ La résolution spatiale est faible par rapport à celle du couple film-écran.	▪ La résolution spatiale est élevée. Les résolutions spatiales typiques pour la mammographie sont de l'ordre de 15 à 20 paires de lignes par millimètre. ▪ On trouve ici un compromis physique entre l'intensité de la photoluminescence et la qualité de l'image qui diminue avec la quantité de lumière diffusée dans l'écran. ▪ La granularité du film constitue une limite. En effet, l'émulsion dont le grain est fin sera moins sensible, tandis que l'émulsion dont le grain est gros sera plus sensible mais produira du même coup une perte de résolution spatiale.
▪ Il n'y a aucune cassette à manipuler. Le détecteur est incorporé. ▪ Souvent, les récepteurs n'existent qu'en un seul format. Le même détecteur (équivalant à 24 cm X 30 cm) est utilisé pour les besoins habituels sur 18 cm X 24 cm ou 24 cm X 30 cm. Le positionnement peut conséquemment être plus difficile dans certains cas, par exemple en position médio-latérale oblique.	▪ Il faut manipuler des cassettes et nettoyer les plaques comme c'est le cas avec le couple film-écran, et ce même si l'image obtenue est numérisée. ▪ L'image latente doit être lue dans les minutes suivant l'exposition puisqu'il y a dégradation de l'image. ▪ Les cassettes doivent être effacées au début de chaque journée de travail.	▪ Il faut manipuler des cassettes et nettoyer les écrans.
▪ Le post-traitement de l'image est possible.	▪ Le post-traitement de l'image est possible.	▪ Le post-traitement de l'image n'est pas possible.
▪ Il est possible d'enregistrer les images sur disque optique, ce qui facilite l'archivage et évite la manipulation de films.	▪ Il est possible d'enregistrer les images sur disque optique, ce qui facilite l'archivage et évite la manipulation de films.	▪ La conservation des films utilisés (archivage) soulève des difficultés.
▪ Il est possible d'imprimer les images sur film.	▪ Il est possible d'imprimer les images sur film.	▪ Il est possible de numériser l'image du film.

TABLEAU 1 : COMPARAISON ENTRE LE SYSTÈME NUMÉRIQUE ET LE SYSTÈME CLASSIQUE (SUITE)		
SYSTÈME NUMÉRIQUE		**SYSTÈME CLASSIQUE**
DÉTECTEUR-RÉCEPTEUR	**PLAQUE PHOTOSTIMULABLE**	**COUPLE FILM-ÉCRAN**
▪ Le transfert électronique de l'image est possible. ▪ Un diagnostic pourrait être posé à distance.	▪ Le transfert électronique de l'image est possible. ▪ Un diagnostic pourrait être posé à distance.	▪ La transmission de l'image par film soulève des difficultés (manipulation de films) et il existe un risque de perdre les films mis en circulation.
▪ Il est possible d'utiliser des logiciels d'aide au diagnostic (DAO).	▪ Il est possible d'utiliser des logiciels d'aide au diagnostic (DAO).	▪ L'image du film doit être numérisée par un appareil approprié à la mammographie pour permettre l'utilisation de logiciels d'aide au diagnostic (DAO). Il faut donc prévoir l'achat d'un numériseur.
▪ Le coût du mammographe est très élevé.	▪ Le coût est élevé. ▪ La technologie s'adapte à un mammographe conventionnel.	▪ Le coût est relativement peu élevé.
▪ Le coût des moniteurs est élevé. ▪ Des négatoscopes dédiés à la mammographie doivent être disponibles pour la lecture des mammogrammes antérieurs sur film.	▪ Le coût des moniteurs est élevé. ▪ Des négatoscopes dédiés à la mammographie doivent être disponibles pour la lecture des mammogrammes antérieurs sur film.	▪ Il est nécessaire d'avoir un appareil pour développer les films et il faut utiliser des produits chimiques. ▪ L'entreposage des films vierges soulève des difficultés. ▪ Des négatoscopes dédiés à la mammographie sont nécessaires pour la lecture des films.
▪ La durabilité est plus ou moins connue, particulièrement celle des détecteurs. ▪ Le coût de remplacement des détecteurs est élevé.	▪ La durabilité des plaques photostimulables est plus ou moins connue.	▪ La durabilité est connue. ▪ Les nouveaux films mis sur le marché entraînent le changement des cassettes (combinaison film-écran).
▪ Des études cliniques sont en cours. ▪ On compte peu d'experts. Il faut donc prévoir la formation des utilisateurs.	▪ La technologie est reconnue depuis peu par Santé Canada. ▪ On compte peu d'experts. Il faut donc prévoir la formation des utilisateurs.	▪ La technologie est éprouvée et largement répandue. ▪ Un réseau d'experts est formé.

1.3. LA CHAMBRE NOIRE ET SA CONSTRUCTION

Le physicien doit vérifier les conditions de la chambre noire. Il doit s'assurer que la chambre noire ne présente aucune fuite de lumière, que son contenu ou les matériaux qu'on y utilise n'entraînent pas de danger pour le personnel et ne provoquent pas, sur les mammogrammes[2], l'apparition d'artéfacts qui pourraient nuire au diagnostic. Comme consultant, le physicien peut donner certains renseignements utiles.

a) Plafond

Les plafonds du type suspendu sont souvent une grande source de poussière. Le fait de fermer la porte brusquement peut déplacer les tuiles du plafond suspendu ; la poussière qui s'est accumulée sur les tuiles se retrouve ainsi en suspension dans l'air et elle se déposera sur la surface de travail. De plus, elle risque de produire des artéfacts sur le film. Pour atténuer ces problèmes, une prise d'aération peut être installée sur la porte, ce qui devrait réduire l'effet d'aspiration de l'air vers l'intérieur de la chambre noire.

Si un plafond suspendu doit être installé dans la chambre noire, il est recommandé de choisir des tuiles faites d'un matériau qui ne s'effrite pas et de les fixer de façon à ce qu'elles ne bougent pas lorsqu'on ouvre ou ferme la porte. On opte souvent pour un plafond de ce type parce qu'il permet l'accès à la zone située juste au-dessus. Il sera important, avant de fixer les tuiles, de s'assurer que l'accès à cette zone demeure possible et que l'installation est conforme aux règlements en vigueur concernant la prévention des incendies.

2. Le mot *mammogramme* tel qu'il est défini au lexique est employé dans le présent manuel même si son usage est de moins en moins fréquent. Nous souhaitons faire la distinction entre le mammogramme et le radiogramme pour éviter la confusion au moment d'expliquer certains tests. Le mot *mammographie* le remplace dans la plupart des nouvelles publications et sera de plus en plus utilisé.

b) Murs

Il est préférable de choisir une couleur claire pour les murs. Par ailleurs, il faut éviter d'installer des tablettes, où s'accumuleront saletés et poussières. L'application d'une peinture légèrement colorée permet de tirer le meilleur parti de l'éclairage inactinique de la chambre noire.

c) Surface de travail (comptoir) et manipulation des films

La surface de travail doit être libre et propre. Aucune nourriture ni aucune boisson ne devraient se retrouver sur la surface de travail. Afin de réduire l'introduction de poussières dans la chambre noire, les boîtes de films ou autres cartonnages ondulés ne devraient pas y être entreposés ni ouverts.

Afin de prévenir la présence d'artéfacts sur le film, les personnes qui entrent dans la chambre noire ne devraient pas porter de vêtements produisant de l'électricité statique ou faits d'un tissu pelucheux, à moins de se couvrir d'un sarrau.

d) Ventilation

La ventilation de la chambre noire est conditionnée par l'organisation du travail et des systèmes de ventilation. L'appareil de traitement devrait être situé de façon à obtenir une pression supérieure à l'entrée du film (plateau d'alimentation) par rapport à la pression mesurée à la sortie du film. Cette pratique permet de s'assurer que les vapeurs du fixateur ne viennent pas contaminer le développeur et elle empêche le personnel d'être incommodé par les vapeurs provenant du développeur ou du fixateur. Une pression positive dans la chambre noire est donc conseillée. L'important est de conserver une pression supérieure à l'entrée du film par rapport à sa sortie.

Note : *Un simple test avec un papier-mouchoir permettra de savoir si la pression à l'entrée du film dans l'appareil est supérieure à la pression à sa sortie. Après avoir fermé toutes les issues de la chambre noire, il faut placer le papier-mouchoir sur le plateau d'alimentation. Si le papier-mouchoir s'engage vers l'appareil de*

traitement, la pression à l'entrée du film est supérieure à celle à la sortie de l'appareil à développer. Par contre, si le papier-mouchoir ne bouge pas ou s'il est repoussé vers la chambre noire, cela indique que la pression y est insuffisante.

Il faut privilégier le mode de ventilation qui réduit le plus la poussière dans l'air, selon l'environnement. Une bouche d'aération qui pousse de l'air dans la chambre noire peut être munie d'un filtre pour éviter le transport de poussières indésirables. La grille de ventilation doit être nettoyée régulièrement, car la poussière s'y accumule rapidement.

Certains systèmes de purification d'air permettent aussi de réduire considérablement le nombre de particules de poussière en suspension dans l'air.

e) *Éclairage inactinique*

Le physicien s'assurera que le matériel d'éclairage inactinique répond aux recommandations du fabricant du film. En l'occurrence, il vérifiera que le type et le numéro des filtres inactiniques, que la distance entre le filtre et la surface de travail et que la puissance des ampoules sont compatibles avec le type de film utilisé.

Lorsque les filtres inactiniques sont fendillés ou décolorés, ils doivent être remplacés. Les filtres devraient être changés selon la fréquence indiquée par le fabricant. Il est recommandé d'inscrire chaque fois sur le filtre, à l'aide d'un marqueur à encre indélébile, la date à laquelle il est installé.

Mammographie
CLASSIQUE

1.4. L’ENTREPOSAGE DU MATÉRIEL PHOTOGRAPHIQUE ET L’ARCHIVAGE

Le matériel photographique doit être entreposé dans un endroit frais et sec dont la température se situe entre 15 et 21 °C (60 et 70 °F). Les boîtes de films ouvertes seront rangées dans un endroit où le taux d’humidité se situe entre 40 et 60 %. Les films doivent être placés en position verticale et à l’abri de toute irradiation. Il est conseillé de ne jamais ranger de films hors de leur enveloppe dans le tiroir à films de la chambre noire.

On gardera le minimum de films dans la chambre noire. Les boîtes de films portent une date de péremption qu’il faut respecter. Les solutions de traitement doivent être soigneusement entreposées. Les températures excessives sont à éviter. Les liquides ne doivent jamais geler. Si les solutions ont gelé ou si elles contiennent des particules sédimentaires, elles ne doivent pas être utilisées.

Afin de s’assurer de la bonne conservation des films développés pendant au moins cinq ans, il sera nécessaire d’effectuer périodiquement des contrôles (test de rétention du fixateur), lesquels permettront de vérifier que les solutions chimiques utilisées sont adéquates.





La mammographie numérique permet d’imprimer sur film, selon les besoins, les images produites par le système. À cette fin, on utilise généralement un film d’imagerie **laser**, photothermographique de haute résolution, sensible aux infrarouges. Le développement à sec est de plus en plus utilisé ; il ne nécessite pas de produit chimique liquide ni de développement en chambre noire. Sa densité optique (DO) maximale doit être élevée (3,5 et plus). L’emballage permet le chargement des films à la lumière ambiante.

La durée de conservation de ce type de film est normalement plus longue que celle du film argentique développé avec des produits chimiques liquides, lequel est utilisé dans le système classique. Le film laser doit cependant être conservé à la température et aux conditions recommandées par le fabricant. Selon l’American National Standards Institute (ANSI), la température maximale recommandée est de 25 °C. Ce film peut être conservé à des températures supérieures, mais cela risque d’en réduire la durée de conservation.

1.5. LES APPAREILS DE TRAITEMENT DE L'IMAGE

Mammographie
CLASSIQUE

1.5.1. L'appareil à développer

Il est nécessaire d'évaluer le système de développement dès la mise en œuvre d'un programme de contrôle de la qualité afin d'en retirer les meilleurs résultats. Si un film à simple émulsion est utilisé, il peut être important de développer le film de façon à ce que le côté portant l'émulsion soit orienté vers le haut ou vers le bas. Aussi, l'orientation dans l'appareil de traitement ainsi que le choix du côté, droit ou gauche, du plateau d'alimentation peuvent avoir une influence et permettre une meilleure uniformité ou encore la diminution du nombre d'artéfacts dans certains cas. Il est donc essentiel de toujours développer les films de la même façon. Le physicien doit s'informer auprès du technologue responsable de la consigne établie dans le centre de mammographie concernant le développement. Si le physicien constate un problème, il doit l'indiquer au technologue et lui faire ses recommandations.

Les films seront développés le plus rapidement possible après l'exposition afin d'éviter toute dégradation de l'image latente. Dans le cas d'un développement différé, c'est-à-dire effectué plusieurs heures après l'exposition du film, il faut recourir à des techniques de compensation, lesquelles dépendent du type de film utilisé et du développement appliqué. Ces techniques de compensation doivent être approuvées par le physicien et elles ne doivent pas diminuer la qualité du film. En effet, l'information contenue sur le film doit être intègre et sauvegardée telle quelle. Le centre de mammographie, en collaboration avec le physicien, s'assure que la technique de compensation choisie respecte les exigences des organismes réglementaires.

Certains appareils offrent un choix de vitesses de développement selon, notamment, la position de l'interrupteur. L'utilisation d'un tel appareil implique de s'assurer que l'interrupteur est bien positionné, car un changement de la vitesse de développement peut produire d'importantes différences dans la réponse du film.



1.5.2. Le lecteur de plaques photostimulables (CR)

Les plaques photostimulables sont insérées dans des cassettes du même type que celles qui sont utilisées dans le système film-écran. Afin d'en extraire l'image, la cassette est introduite dans un lecteur de plaques que nous comparons à l'appareil de traitement « plein jour » du système film-écran. Après la lecture de la plaque, différents traitements peuvent être appliqués à l'image. L'image numérique obtenue possède environ 20 pixels par millimètre. On trouve également des lecteurs multiplaques sur le marché.

Des contrôles de la qualité seront effectués régulièrement, selon les recommandations du fabricant.

1.5.3. L'imprimante laser

L'imprimante de haute résolution doit permettre d'imprimer à 50 micromètres (µm)[3] ou moins afin de reproduire les fins détails en mammographie, par exemple les microcalcifications. Il faut que l'image obtenue sur le film imprimé (*hard copy*) reproduise les mêmes niveaux de gris que l'image apparaissant sur le moniteur. Les films utilisés devraient permettre de générer des densités optiques allant au moins jusqu'à 3,5.

1.5.4. Le numériseur

Note : *On a recours au numériseur pour l'archivage et lorsque l'on utilise des logiciels de détection ou d'aide au diagnostic.*

Le numériseur de films est un appareil qui, par un procédé de balayage, fait la conversion de l'image d'un film en format numérique. Il existe sur le marché plusieurs types de numériseurs permettant l'utilisation des films de différents formats. Cependant, certains numériseurs sont spécialement conçus pour la mammographie.

---

3. Unité de mesure de longueur du système international (SI), laquelle correspond à un millionième de mètre, c'est-à-dire 10^{-6} mètre, et était appelée anciennement *micron.* Tant en français qu'en anglais, *micron* est considéré comme désuet.

Une fois numérisée, l'image peut être transmise sur un réseau informatique, affichée sur le moniteur d'une station de travail, sauvegardée sur un support tel qu'un disque dur, ou archivée dans un système PACS ou de téléradiologie. L'image numérique peut également être améliorée en modifiant le contraste ainsi que les autres paramètres de l'image.

En ce qui concerne son principe de fonctionnement, le numériseur mesure la densité optique en un point sur le film et la convertit en valeur numérique. Le balayage complet du film produit une matrice de points. Chaque point de la matrice représente un pixel dont la valeur correspond à la densité optique de ce point.

Le numériseur de films comporte plusieurs éléments : une source lumineuse, un système de focalisation et de transmission de la lumière, un capteur de lumière, un support de film, un convertisseur analogue-numérique, un système de traitement du signal électronique et une interface informatique.

Selon les technologies, la source lumineuse peut être un laser hélium-néon (He-Ne), une diode au laser, un laser infrarouge, une ampoule halogène-tungstène ou une ampoule fluorescente.

Les collecteurs de lumière, tels que les fibres optiques, les lentilles ou les fentes, guident et dirigent la lumière vers les capteurs qui sont habituellement composés de tubes photomultiplicateurs, de photodiodes ou de dispositifs à couplage de charges (DCC).

Le numériseur de films au laser comporte un faisceau laser d'une très petite dimension, lequel se déplace le long d'une ligne. Le convoyeur fait ensuite avancer le film jusqu'à la prochaine ligne, tandis que le faisceau laser balaye le film dans la direction opposée. Le processus se poursuit ainsi jusqu'à la numérisation complète du film. Le collecteur de lumière – soit une rangée de senseurs, par exemple, dans un numériseur linéaire DCC –, situé de l'autre côté du film, capte la lumière transmise et la dirige vers les tubes photomultiplicateurs ou les photodiodes qui convertissent l'intensité lumineuse en signal électrique. Pour pouvoir reproduire de façon satisfaisante l'image d'un film de mammographie, le numériseur devrait avoir une plage dynamique allant jusqu'à une densité optique de 3,5.

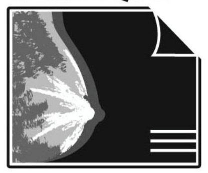
La qualité de la numérisation dépend de la résolution spatiale et du contraste ainsi que du rapport signal sur bruit (RSB), lequel doit être élevé pour que la reproduction de l'image soit satisfaisante.

La résolution spatiale du numériseur est limitée par la distance entre deux points (pixels) d'échantillonnage consécutifs sur le film. Pour les numériseurs utilisés en mammographie, cette distance devrait être d'au plus 0,044 mm, ce qui donne 584 points par pouce (ppp) ou 11,5 pl/mm. Ces appareils sont généralement désignés comme des numériseurs de 8 kilo-octets (Ko). La résolution spatiale du numériseur est également limitée par la dimension du faisceau, le déplacement du film, le nombre de fibres optiques et le nombre de senseurs DCC. La dimension de la matrice que permet de produire un film de 18 cm x 24 cm est de l'ordre de 4,1 Ko x 5,5 Ko.

La résolution en contraste est définie comme la capacité du numériseur à différencier les régions du film qui n'ont pas tout à fait la même densité optique. La résolution en contraste dépend en grande partie du nombre d'échelons de gris établi pour les valeurs des pixels de la matrice. Un système qui peut numériser sur un plus grand nombre d'échelons de gris aura une meilleure résolution en contraste. Généralement, les numériseurs conçus pour la mammographie peuvent échelonner la densité optique – par exemple, de 0 à 3,6 – sur au moins 4 096 niveaux de gris, ce qui représente des enregistrements de 12 octets pour chacun des pixels de la matrice. Idéalement, la relation entre la densité optique du film et la valeur du pixel sera linéaire.

Certains numériseurs s'ajustent automatiquement au format du film, tandis que d'autres doivent être ajustés manuellement. Quelques-uns sont conçus pour charger automatiquement un certain nombre de films et les numériser consécutivement.

Généralement, le numériseur est relié à un ordinateur ou à une station de travail pour permettre le transfert et la manipulation des images numérisées. Ces systèmes reconnaissent habituellement les normes de communication DICOM 3 (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).





1.5.5. Le système d'aide à la détection (DAO / CAD[4])

Note : *On distingue l'aide à la détection et le diagnostic automatisé. Le système d'aide à la détection (DAO) vise à aider le radiologiste à déceler des lésions suspectes et non à lui fournir un diagnostic pré-établi ou automatisé.*

Le premier système d'aide à la détection conçu pour la mammographie a reçu l'approbation de la Food and Drug Administration (FDA) des États-Unis en juin 1998. De tels systèmes analysent les mammogrammes et indiquent les zones potentiellement suspectes. Un logiciel, basé sur des algorithmes brevetés, permet l'analyse des valeurs des pixels d'une image numérique ; il aide le radiologiste à reconnaître les anomalies telles que les microcalcifications ou les opacités.

En imagerie médicale, le diagnostic repose sur l'œil humain et la perception de l'observateur. Selon l'étude de Warren Burhenne[5] et autres, un système d'aide à la détection (DAO) pourrait contribuer à réduire le nombre de **faux négatifs**.

Caractéristiques

Les caractéristiques des systèmes d'aide à la détection se rapportent aux éléments suivants :

- le bruit de fond ;
- la densité recherchée et la comparaison de densités ;
- la combinaison de différentes méthodes de détection ;
- la technique de différenciation selon la statistique gaussienne ;
- les dimensions des anomalies à déceler ;
- la détection des contours ;
- la signature des pixels ;
- la filtration et l'évaluation statistique ;
- la méthode d'évaluation de l'orientation des tissus ;
- la comparaison d'images (banque de données).

---

4. DAO : détection assistée par ordinateur ; CAD : *computer-aided detection.*
5. Linda J, Warren Burhenne, et autres, *The potential contribution of computer-aided detection to the sensitivity of screening mammography* cité dans SAMEI, Ehsan, et autres. *2003 Syllabus – Advances in Digital Radiographic: Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics*, p. 239.

Aspects techniques et fonctionnement

La détection assistée par ordinateur se divise en trois parties pour la mammographie classique, tandis que la mammographie numérique ne comprend que les deux dernières.

Partie 1 : Numérisation de l'image

Le film est inséré dans le numériseur. Les données du mammogramme sont parcourues par un système à balayage et l'image est convertie en image numérique ; c'est la numérisation de l'image du film.

Partie 2 : Analyse par ordinateur

Un système informatique fait l'analyse d'une image numérique afin d'en faire ressortir les caractéristiques ou les signes pouvant être associés à la présence d'un cancer ou d'autres anomalies dans le sein.

Partie 3 : Affichage

Le système d'aide à la détection marque l'image à basse résolution par des signes distinctifs – par exemple, un carré, un triangle ou un cercle, selon le fabricant –, pour indiquer les zones suspectes. Chaque forme correspond à un type d'anomalie. Ces marques ont pour objet d'attirer l'attention du radiologiste. L'affichage peut être paramétrable, ce qui permet de délimiter les zones d'intérêt.

Mode d'utilisation

Généralement, le fabricant recommande au radiologiste de suivre une procédure en deux étapes.

À la première étape, le radiologiste lit le mammogramme sans avoir pris connaissance des résultats donnés par le système d'aide à la détection et il produit son rapport.

À la deuxième étape, le radiologiste examine les résultats fournis par le système d'aide à la détection, lesquels lui montrent les zones suspectes. Il évaluera, selon les marques indiquées, la nécessité de changer sa première évaluation.

Progrès importants et limites

Les techniques d'évaluation sur lesquelles s'appuient les systèmes d'aide à la détection ont fait l'objet d'une attention particulière en ce qui a trait aux microcalcifications. Les algorithmes utilisées pour le repérage de ces microcalcifications sont basées non seulement sur les caractéristiques habituelles – grosseur, nombre, densité, forme, distribution –, mais aussi sur des mesures plus complexes qui tiennent compte de certaines irrégularités telles que la compacité, l'excentricité, l'allongement et le coefficient de convexité. Certains programmes sont établis sur des techniques d'évaluation plus avancées qui permettent d'indiquer les images étoilées.

Les systèmes d'aide à la détection évoluent et pourront éventuellement incorporer d'autres technologies comme la résonance magnétique ou l'échographie. Quelques systèmes offrent la possibilité d'étudier deux images de deux angles différents au lieu d'une. L'ajout d'informations concernant les examens antérieurs, l'histoire médicale et les résultats histologiques à ces systèmes permettrait d'aider le radiologiste à établir son diagnostic.

Un des facteurs qui pourrait accélérer l'utilisation des systèmes d'aide à la détection est la transition vers la mammographie numérique. Ces systèmes s'intègrent parfaitement dans un environnement numérique. Toutefois, les systèmes numériques actuels présentent des images composées de pixels de dimensions différentes (100, 70 ou 50 µm) et, parce que les algorithmes post-traitement sont différents d'un fabricant à l'autre, les algorithmes de chaque système d'aide à la détection doivent être ajustés de façon à les rendre compatibles avec le système numérique utilisé.

Types de système d'aide à la détection

Système conventionnel

Le système d'aide à la détection conventionnel numérise l'image sur film et en fait l'analyse.

Système combiné

Le système d'aide à la détection combiné peut numériser une image sur film ou recevoir directement l'image numérique provenant d'un mammographe numérique.

Système intégré au système d’imagerie du sein

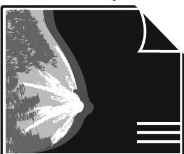
Lorsque la transition à la mammographie numérique sera faite, les systèmes d’aide à la détection seront complètement intégrés dans le système de mammographie.

Recommandation

Les études scientifiques publiées jusqu’à maintenant montrent que les systèmes d’aide à la détection offrent certains avantages. Avec l’arrivée des mammographes numériques, cette technologie, qui apparaît très prometteuse, sera de plus en plus utilisée.

Nous recommandons aux utilisateurs de consulter les différents fabricants en ce qui a trait aux protocoles de contrôle de la qualité à suivre.

1.6. LA VISUALISATION DE L'IMAGE



1.6.1. Les négatoscopes

La luminance

Le négatoscope, dispositif utilisé pour la lecture des films radiologiques, présente des caractéristiques particulières en mammographie. Sa luminance se situe généralement entre 3 500 et 6 000 nits (ou candela par mètre carré – cd/m^2), tandis que celle des négatoscopes utilisés dans le secteur général est d'environ 1 500 nits. Il est important que la luminance d'un négatoscope soit uniforme sur toute sa surface et que les différents négatoscopes utilisés dans un même centre de mammographie aient des luminances homogènes.

Les volets

Compte tenu de la grande luminance des négatoscopes en mammographie, il est très important d'utiliser des caches, ou volets, pour éviter l'éblouissement. Des volets intégrés sont préférables. Certains négatoscopes sont munis de volets qui s'ajustent automatiquement aux dimensions du film lorsque celui-ci est mis en place pour la lecture.

Les différents formats de négatoscopes

Le négatoscope simple utilisé par le radiologiste devrait comporter au moins huit plages lumineuses de façon à permettre la comparaison entre les films à interpréter et les films antérieurs. La superficie d'une seule plage doit pouvoir recevoir un film de 24 cm X 30 cm.

Les centres de mammographie qui ont un gros volume opteront pour un négatoscope à défilement automatique, aussi appelé rolloscope ou alternateur panoramique. Cet appareil à plages multiples permet la lecture d'un grand nombre de films tout en limitant la manipulation des films. Il est important que les surfaces dépolies recouvrant les différentes plages lumineuses soient de couleur uniforme. Des volets sont habituellement intégrés à ce type d'appareil et la luminance est souvent réglable à l'aide d'un rhéostat.

Certains des appareils munis d'un rhéostat permettent une très grande variation de luminance, soit de 350 à 12 000 nits environ. Certains modèles peuvent en plus recevoir des films de 35 cm X 43 cm, ce qui permet d'étudier des films de mammographie et de résonance magnétique, par exemple, pour une même patiente sans avoir à changer de négatoscope. Ces caractéristiques rendent les appareils polyvalents.

Le rhéostat est très utile au radiologiste qui, pour mieux voir les zones graisseuses et la région sous la peau, peut modifier l'intensité lumineuse. À l'occasion de sa visite, le physicien doit indiquer, sur le négatoscope ou dans son rapport, la position du sélecteur qui correspond au minimum de luminance utilisé normalement en mammographie.

Dans certains cas, il s'avérera pratique de disposer de négatoscopes de petit format, à très haute luminance, soit d'environ 12 000 nits. Ils permettent la lecture des régions surexposées (tissus graisseux) et de la région sous la peau. Ce type de négatoscope avec petits volets intégrés permet d'éclairer fortement une région précise sans altérer le film, comme il peut arriver avec certaines lampes fortes utilisées couramment.



FIGURE 6 : LE PETIT NÉGATOSCOPE À HAUTE LUMINANCE





1.6.2. Les moniteurs

Note : *Afin de permettre au radiologiste de comparer deux images, certains postes de travail comportent deux moniteurs de 5 mégapixels, de grande taille (généralement entre 45 et 50 cm de diagonale) et de haute qualité. La résolution minimale est généralement de 2 048 pixels* x *2 650 pixels. Le système de visualisation doit permettre de voir l'image à sa pleine grandeur et à la résolution maximale.*

Pour les postes de travail servant à l'acquisition d'images ou à la visualisation, un moniteur de 3 mégapixels peut convenir, selon les tâches effectuées, si l'image de ce moniteur ne sert pas à établir des diagnostics.

Normes et standards



MONITEURS

Classe primaire
LR' ≥ 250

Classe secondaire
LR' ≥ 100

Variation entre les moniteurs
L'_{max} ± 10 %

- Le poste de travail doit satisfaire aux normes de l'ergonomie. Ainsi, les moniteurs devraient être placés autour d'un point focal primaire, situé à une distance de 50 à 90 cm. Ils devraient également être placés à hauteur de lecture, c'est-à-dire le centre de l'écran légèrement plus bas que le niveau des yeux.
- Aucune réflexion directe ne devrait être observée sur le moniteur.
- Un rapport de luminance ($LR' = L'_{max} / L'_{min}$) d'au moins 250 est recommandé pour un moniteur de classe primaire et d'au moins 100 pour un moniteur de classe secondaire. Noter que LR', L'_{max} et L'_{min} prennent en compte la lumière ambiante.
- L'_{min} devrait être supérieure à 1 cd/m^2.
- Lorsque plusieurs moniteurs sont utilisés dans une même station de lecture, la variation de la luminance maximale (L'_{max}) ne devrait pas excéder 10 % entre les moniteurs.

Particularités des logiciels

- Il est souvent possible d'ajouter du texte ou des flèches sur l'image. Cette fonction s'avère particulièrement intéressante dans le cas de la transmission d'images entre professionnels.

- Une autre fonction permet d'inverser les tons (noir / blanc). Elle peut être utile pour détecter les microcalcifications.
- Des outils de mesure linéaire, de surface et d'angle sont généralement inclus.
- Une loupe numérique est incorporée ; elle permet d'agrandir une partie ou l'ensemble de l'image.

Classification

Les moniteurs se classent en deux catégories, selon leur utilisation.

- Dispositif d'affichage ou moniteur de **classe primaire** : moniteur utilisé pour l'interprétation des images. Aussi appelé station, ou console, de lecture ou de diagnostic.
- Dispositif d'affichage ou moniteur de **classe secondaire** : moniteur utilisé pour voir les images et non pour établir un diagnostic. Aussi appelé station, ou console, d'acquisition d'images ou de visualisation.

Trois formes de conversion avant l'affichage sur le moniteur

Avant son affichage sur le moniteur, l'image sera soumise à trois conversions.

- Le traitement informatique et l'enrichissement de l'image. Ces opérations sont indépendantes du système de visualisation.
- Les pixels post-traitement sont réduits en niveaux d'entraînement numérique par la carte graphique.
- La différence de potentiel du signal vidéo analogique est transformée en signaux lumineux sur le moniteur.

Ces deux dernières formes de conversion ont pour résultat la courbe de réponse lumineuse, laquelle met en relation la valeur d'un pixel de la matrice numérique et la luminance mesurée du moniteur. La courbe de réponse lumineuse est fonction des caractéristiques du moniteur, de la carte graphique et des conditions de visualisation.

Le processus de standardisation d'un moniteur comprend le calibrage de la courbe de transfert d'affichage, lequel transfert consiste en la conversion des DDL (*digital driving levels*) en intensité lumineuse.

Caractéristiques

Résolution

La résolution d'un moniteur vidéo est déterminée par :

– le nombre de lignes utilisées (résolution verticale) ;

– la bande passante (résolution horizontale) ;

– le taux de rafraîchissement (exprimé en hertz).

Table de conversion (ou look-up table – *LUT)*

La table de conversion (LUT) est une pièce de la mémoire insérée entre la mémoire vidéo localisée sur la carte graphique et l'afficheur. Elle permet la transformation des valeurs de pixels de l'image numérique en valeurs de pixels sur le moniteur. Cette opération peut être nécessaire pour compenser le comportement physique des moniteurs au moment de la conversion des valeurs numériques en valeurs d'intensité lumineuse.

Qualité de l'image

La qualité de l'image dépend :

– de la précision DICOM, qui est la capacité du moniteur à réagir conformément à la courbe théorique DICOM ;

– de la capacité du moniteur à montrer un nombre suffisant de niveaux de gris différents à l'intérieur d'une seule image.

Durée de vie

L'écran de veille (*screen saver*) s'active lorsque le moniteur n'a pas été utilisé pendant une période donnée, que l'on peut habituellement déterminer. Les fonctions d'économie d'énergie du moniteur (*energy saver*) permettent également d'augmenter la durée de vie d'un moniteur.

Méthodes d'évaluation de la qualité des moniteurs

Méthodes directes

Les méthodes directes d'évaluation de la qualité des moniteurs permettent de mesurer les caractéristiques physiques telles que la luminance et la résolution spatiale de ces appareils. Elles nécessitent un équipement coûteux et un montage complexe.

Méthodes indirectes

Les méthodes indirectes d'évaluation de la qualité des moniteurs sont basées sur la sensibilité visuelle de l'utilisateur. Elles sont moins précises mais plus faciles à appliquer que les méthodes directes.

La plupart des méthodes indirectes comprennent une ou plusieurs mires (*test patterns*), qui seront affichées à l'écran, selon qu'une mire sert à évaluer une seule ou plusieurs caractéristiques comme la luminance, la résolution, le bruit ou l'éblouissement. Certaines mires constituant des images radiologiques du sein peuvent être proposées au radiologiste afin qu'il puisse évaluer la qualité de l'image.

Historique

La Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE) proposait, tout au début des années 1980, une mire connue sous le nom de *SMPTE* comme seuil minimal de la qualité en ce qui a trait à la visualisation de l'image. En 1984, l'American College of Radiology (ACR) et la National Electrical Manufacturers Association (NEMA) formaient un comité auquel ils confiaient le mandat d'établir des normes concernant les communications et la qualité de la présentation des images. Ces normes, appelées DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), tiennent compte du fait que l'œil humain possède un système de visualisation non linéaire. Une série d'autres normes ont suivi, lesquelles visaient à assurer notamment la qualité de la présentation de l'image.

En avril 2005, l'American Association of Physicists in Medicine publiait un document[6] concernant la qualité de la présentation des

---

6. Ehsan SAMEI et autres, *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Imaging Informatics Subcommittee, Madison (Wisconsin), Medical Physics Publishing, AAPM On-Line Report n° 3, 2005, VIII, 146 p.

images numériques des systèmes PACS qui s'applique notamment à la mammographie.

Nous considérons que ce dernier rapport trace la voie aux futurs contrôles de la qualité portant sur les moniteurs utilisés en mammographie. Nous croyons qu'il a inspiré nombre de fournisseurs de biens et de services dans le domaine de la mammographie, qui ont utilisé ou créé des mires similaires à celles que propose l'AAPM.

Nous encourageons, comme l'ont fait d'autres organisations professionnelles, l'utilisation des mires proposées par le *Task Group 18* de l'AAPM pour l'évaluation des moniteurs.

À cet effet, au moment de l'installation d'appareils de mammographie numérique, le vendeur doit s'assurer que les physiciens et les technologues disposent des images, tant celles de l'AAPM que celles du fabricant, qui servent au contrôle de la qualité. Le chemin pour avoir accès aux images de l'AAPM ou du fabricant sur le système PACS doit être clairement défini et approprié à l'utilisation de l'équipement qui est prévue. Enfin, les informations concernant les tests personnalisés à effectuer sur les moniteurs, imprimantes, numériseurs ou autres appareils doivent être claires.

Notions importantes

Perception des contrastes

Les teintes de gris ne sont pas toutes transmises ou perçues de la même manière sur une imprimante ou un moniteur. Les différences dépendent notamment des luminances maximale et minimale ainsi que de la quantité de lumière ambiante. Pour comparer les moniteurs ou les imprimantes, on ne peut pas se baser sur la luminance absolue ou relative compte tenu des particularités de chacun de ces appareils. La solution réside plutôt dans l'exploitation d'une caractéristique connue de notre système de perception visuelle, selon laquelle la perception des contrastes diffère suivant les niveaux de luminance. Cette exploitation a produit des méthodes d'évaluation comme *Just Noticeable Differences* (JND) et des procédés d'affichage tels que la *Grayscale Standard Display Function* (GSDF).

Just Noticeable Differences *(JND)*

L'œil humain a une réponse non linéaire à la lumière et il est moins sensible lorsqu'il y a peu de lumière. Devant un moniteur, la perception est aussi affectée par la lumière ambiante et la complexité de l'image à regarder. *Just Noticeable Differences* (JND), une méthode d'évaluation de la réponse de l'œil humain aux différences d'intensité lumineuse, tient compte de l'ensemble des variations lumineuses qui permettent à un observateur moyen de détecter tout juste une différence perceptible entre deux intensités.

Grayscale Standard Display Function *(GSDF)*

La *Grayscale Standard Display Function* (GSDF), qui provient des standards DICOM, constitue une référence pour la présentation des données numériques sur un moniteur ou sur un film imprimé. L'objectif est de calibrer l'affichage de telle sorte qu'à chaque intervalle entre deux niveaux de luminance soit associée une même valeur JND afin que la réponse paraisse linéaire à l'œil humain. Pour ce faire, il est important de prendre en considération que la plupart des cartes vidéo sont basés sur 256 niveaux de gris, tandis que les moniteurs et les imprimantes du milieu médical peuvent montrer 500 JND. Malgré cette limite des cartes vidéo, des images de plus de 8 bits de profondeur peuvent toutefois être montrées à l'écran grâce au regroupement des teintes de gris en fonction des JND, lequel élimine les effets de segmentation. On s'assure ainsi que les rapports de luminance sont comparables.

Test Grayscale Standard Display Function (*GSDF*)

On peut utiliser un photomètre pour mesurer la luminance du moniteur à différents niveaux (*digital driving levels – DDL*). Il faut toutefois tenir compte de la lumière ambiante réfléchie à la surface du moniteur (mesurée selon l'une des méthodes appropriées) et de la lumière ambiante de la pièce. Pour plus de détails sur la procédure à suivre et la manière de tracer la courbe GSDF, on peut se référer au rapport du *Task Group 18* de l'American Association of Physicists in Medicine ou à la norme DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14) qui traite des moniteurs et des imprimantes sous l'angle de la GSDF.

1.7. LES INSTRUMENTS DE MESURE ET LE MATÉRIEL UTILISÉS PAR LE PHYSICIEN

TABLEAU 2 : INSTRUMENTS DE MESURE ET MATÉRIEL UTILISÉS PAR LE PHYSICIEN

Réf. au texte	Instrument ou matériel	Remarques	Précision	Reproductibilité
a)	**Boîte de films utilisés dans le centre de mammographie**	Au moment de vérifier un système film-écran		
b)	**Caches**	▪ 4 caches de 24 cm x 30 cm percés d'une ouverture de 50 mm ▪ Caches noirs pour prévenir l'éblouissement		
c)	**Caméra à fente (*slit camera*) ou mire étoilée 0,5º** ***OPTIONNELLE***	Caméra à fente : ▪ Largeur (L) de la fente : 0,01 mm ▪ Longueur (l) de la fente : 10 mm	L = 0,01 mm ± 0,001 mm	
d)	**Cassette de référence**	Cassette utilisée pour le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie.		
e)	**Chambre d'ionisation et électromètre**	▪ Adaptée pour la mammographie ▪ Entre 0,1 mGy et 100 mGy ▪ Lecture directe (mR ou mGy)	± 5%	± 1%
f)	**Coussins de mousse et serviettes**	▪ Épaisseur : de 4 à 6 cm ▪ Grandeurs : 10 cm x 18 cm et 14 cm x 22 cm		
g)	**Densitomètre**	À lecture ponctuelle	de ± 0,02 à 1 DO	de ± 0,01 à 1 DO
h)	**Fantômes pour vérifier la qualité de l'image :** ▪ **Fantôme de mammographie** (incluant le disque d'acrylique et le film étalon) ▪ **Mini-fantôme pour l'image numérique à champ réduit** (stéréotaxie) ▪ **Fantôme en gélatine (stéréotaxie)**	▪ RMI 156 ou NA 18-220 ou CIRS 015 ▪ NA 18-250 ▪ RMI 164 A ou fantôme équivalent		
i)	**Feuilles (absorbants) d'acrylique**	▪ Ou matériel équivalent aux tissus du sein (BR-12) ▪ Épaisseurs : 10, 20 mm ▪ Grandeur : 24 cm x 30 cm	Épaisseur : ± 1 mm Uniformité : ± 0,1 mm	
j)	**Fiches de contrôle et fiches d'évaluation globale utilisées par le technologue**	Peuvent être imprimées à partir de la page Web du programme : www.msss.gouv.qc.ca/PQDCS		
k)	**Filtres d'aluminium (7 filtres)**	▪ Aluminium pur à 99,9 % ▪ Épaisseur : 0,1 mm ▪ Format : 100 mm x 100 mm	3 % épaisseur	

TABLEAU 2 : INSTRUMENTS DE MESURE ET MATÉRIEL UTILISÉS PAR LE PHYSICIEN (SUITE)

Réf. au texte	Instrument ou matériel	Remarques	Précision	Reproductibilité
l)	**Formulaires**	Peuvent être imprimés à partir de la page Web du programme : www.msss.gouv.qc.ca/PQDCS		
m)	**Grille de contact (treillis)**	▪ Pour le test de contact des écrans ou vérification de la matrice	16 mailles/cm ou 40 mailles/po	
n)	**kVp-mètre**	Étalonné pour la gamme d'énergies de 22 à 35 kVp	± 1,0 kVp	± 0,5 kVp
o)	**Loupes et comparateur optique**	▪ 2 X ou plus (dans le centre de mammographie) ▪ De 10 à 50 X (voir *slit camera*) ▪ Loupe de bijoutier		
p)	**Marqueurs**	5 marqueurs radio-opaques		
q)	**Masque pour le test du voile en chambre noire**	Carton opaque ou autre		
r)	**Minuterie ou chronomètre**	Avec signal sonore		
s)	**Mires de résolution** ▪ **jusqu'à 20 pl/mm, haut contraste** ▪ **jusqu'à 5 pl/mm**	Support : bloc d'acrylique de 45 mm		
t)	**Pèse-personne** (vérification de la compression)	▪ Avec cadran conventionnel ▪ Étalonné entre 11 et 21 kg	± 0,5 kg	
u)	**Photomètre :** en mammographie classique en mammographie numérique	▪ Luminance entre 500 et 7 000 nits ▪ Éclairement entre 5 et 100 lux ▪ Luminance entre 0,05 et 500 nits ▪ Éclairement entre 1 et 1 000 lux	± 10 %	± 5 %
v)	**Sensitomètre**	21 échelons du type 0,15 log	± 0,02 log unité d'exposition	± 0,02 log unité d'exposition
w)	**Tables de conversion**			
x)	**Thermomètre** (non intégré à l'appareil de traitement)	Avec affichage numérique	± 0,1 °C	± 0,1 °C
y)	**Trousse de rétention du fixateur (*Hypo Test Kit*)**	Conservation : environ 2 ans		

Description des instruments de mesure et du matériel

Note : *Puisque le spectre de rayonnement employé en mammographie est très différent de celui dont on se sert en radiologie générale, les instruments de mesure, la chambre d'ionisation et le kVp-mètre devront être spécialement conçus et étalonnés pour les énergies de la mammographie. L'étalonnage de certains instruments doit être effectués au moins tous les deux ans. Il s'agit ici d'un étalonnage officiel (avec certificat) et fait par le fabricant ou par une agence d'étalonnage autorisée. L'étalonnage maison, effectué par comparaison entre deux ou plusieurs instruments de mesure, peut être utilisé entre les étalonnages officiels. Au moment des vérifications, seulement la précision, et non la somme de la précision et de la reproductibilité, des instruments de mesure sera retenue pour établir la conformité de l'équipement évalué.*

a) Boîte de films de mammographie (système film-écran)

Étant donné les variations de densité optique que l'on peut obtenir lorsqu'on utilise des films ayant des numéros d'émulsion différents, il est important de se servir de films portant le même numéro d'émulsion tout au long d'une procédure relative à une vérification.

b) Caches

Nous suggérons ici une méthode de normalisation des positions pour la mesure de la luminance basée sur l'utilisation de quatre caches sur les quatre plages du négatoscope. Chaque cache de 24 cm X 30 cm est percé d'une seule ouverture circulaire de 50 mm de diamètre au tiers (12,8 cm) de la diagonale du film à partir du coin inférieur gauche (voir la section 4.3.1 intitulée *La vérification des négatoscopes et des conditions de lecture*). La position de l'ouverture doit être différente sur les quatre plages du négatoscope, de façon à établir la moyenne de l'ensemble des plages au moment de mesurer la luminance.

Cette méthode permet à la fois d'évaluer l'ensemble du négatoscope sans avoir à multiplier les lectures et de vérifier particulièrement les parties utiles des plages du négatoscope selon la disposition des films au moment de lire les mammogrammes.

Des caches sans ouverture et de même format peuvent être utiles pour masquer les autres plages des négatoscopes qui ne peuvent être éteintes séparément.

c) Caméra à fente ou mire étoilée 0,5° pour mammographie (*optionnelles*)

La caméra à fente, en anglais *slit camera,* est munie d'une fente dont la largeur doit être de 0,01 mm, à ± 0,001 mm près. Habituellement, le matériel de fond est constitué d'une plaque de tantale (Ta) de 1,5 mm d'épaisseur. La fente a une longueur de 10 mm. Les limites de tolérance fixées par la National Electrical Manufacturers Association (NEMA) pour la dimension effective des foyers sont données en fonction de mesures effectuées avec une caméra à fente. Il est nécessaire d'utiliser un dispositif de centrage du faisceau, habituellement fourni avec la caméra. Dans certains cas, ce dispositif est percé de deux trous additionnels permettant de mesurer le facteur d'agrandissement.

Note *: De nature plus complexe, la mesure du foyer à l'aide du dispositif de la caméra à fente devrait être réservée aux situations où le résultat du test de la mire de résolution est douteux.*

L'utilisation d'une mire étoilée contenant des sections radiales de 0,5° peut également fournir une bonne indication de la dimension du foyer.

d) Cassette de référence

La cassette de référence doit être une cassette de mammographie utilisée régulièrement et dont la sensibilité représente le mieux possible la sensibilité moyenne de l'ensemble des cassettes. Elle se situera donc dans la moyenne des densités obtenues sur le film pour l'ensemble de ces cassettes. Le physicien doit s'assurer que le contact film-écran de la cassette choisie par le technologue est optimal avant d'en faire la cassette de référence et de l'étiqueter comme telle. Cette dernière sera aussi utilisée par le technologue et le technicien de service pour effectuer différents tests ou certaines vérifications. Si la cassette choisie par le technologue ne respecte pas les critères de sélection, le physicien doit l'en aviser et lui donner les explications nécessaires.

e) *Chambre d'ionisation et électromètre*

Nombre de chambres d'ionisation auxquelles on recourt habituellement pour le radiodiagnostic ne conviennent pas à la mammographie ; il faut se servir de chambres adaptées à cette dernière ou, encore, de chambres sensibles aux énergies employées en mammographie. L'électromètre doit pouvoir mesurer entre 0,1 mGy et 100 mGy, avec une précision de ± 5 %, dans la gamme d'énergies utilisées en mammographie. Il doit permettre de mesurer un taux d'exposition en Air Kerma de 1 mGy/h. Les données devront être inscrites selon les unités prévues dans les formulaires suggérés pour le rapport du physicien.

La mesure précise des doses et une détermination valable de la couche de demi-atténuation (CDA) ne pourront être obtenues sans réunir ces conditions préalables.

La chambre d'ionisation et son électromètre doivent faire l'objet d'un étalonnage primaire certifié, tous les deux ans, pour la gamme d'énergies allant de 22 à 35 kVp.

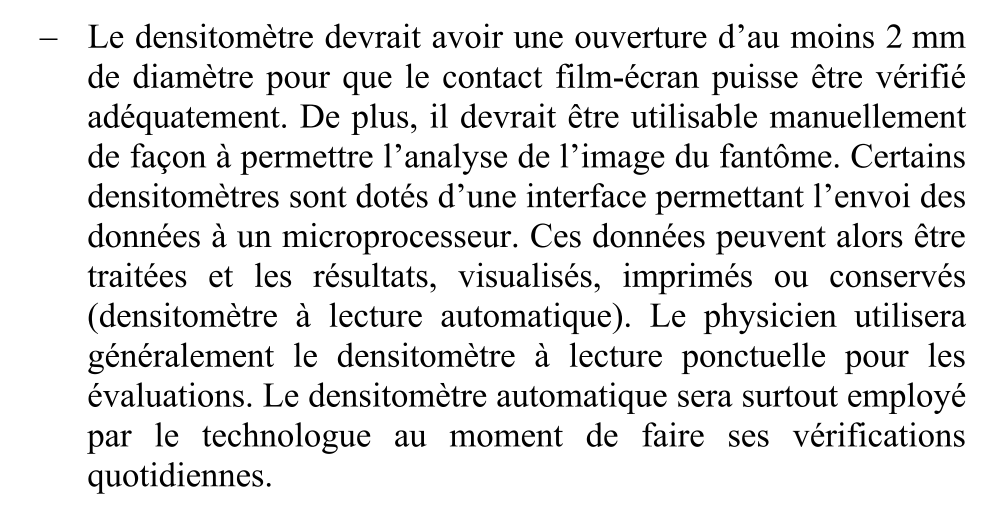
Certains fabricants proposent des appareils de mesure du rayonnement munis de détecteurs à état solide. Ces appareils peuvent être utilisés s'ils satisfont aux exigences mentionnées précédemment.

f) *Coussins de mousse et serviettes*

Il faut employer des coussins de mousse ou des serviettes pour protéger la plaque de compression au moment de vérifier la force de compression.

Pour vérifier la déflexion de la plaque de compression, il faut utiliser deux coussins de mousse (environ 30 mg/cm^3) d'une épaisseur de 4 à 6 cm : l'un de 10 cm X 18 cm et l'autre de 14 cm X 22 cm.

g) Densitomètre



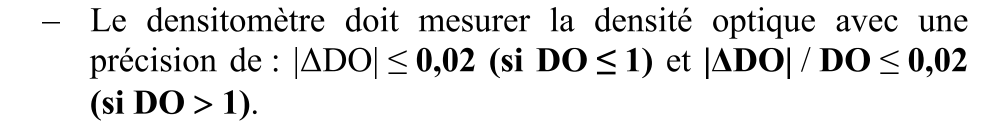
– Le densitomètre devrait avoir une ouverture d'au moins 2 mm de diamètre pour que le contact film-écran puisse être vérifié adéquatement. De plus, il devrait être utilisable manuellement de façon à permettre l'analyse de l'image du fantôme. Certains densitomètres sont dotés d'une interface permettant l'envoi des données à un microprocesseur. Ces données peuvent alors être traitées et les résultats, visualisés, imprimés ou conservés (densitomètre à lecture automatique). Le physicien utilisera généralement le densitomètre à lecture ponctuelle pour les évaluations. Le densitomètre automatique sera surtout employé par le technologue au moment de faire ses vérifications quotidiennes.



Densitomètre à lecture ponctuelle



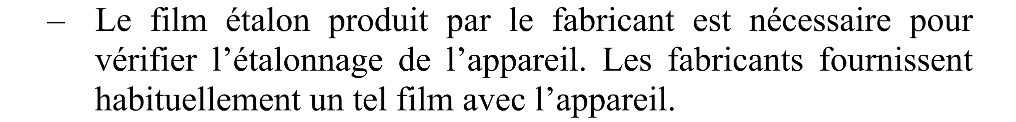
– Le densitomètre doit mesurer la gamme des valeurs de la densité optique entre 0 et 4.



– Le densitomètre doit mesurer la densité optique avec une précision de : $|\Delta DO| \leq$ **0,02 (si DO ≤ 1)** et **$|\Delta DO|$ / DO ≤ 0,02 (si DO > 1)**.



– Sa reproductibilité est de ± 0,01 DO à 1 DO.



– Le film étalon produit par le fabricant est nécessaire pour vérifier l'étalonnage de l'appareil. Les fabricants fournissent habituellement un tel film avec l'appareil.

Note : *Il est possible de produire un étalon secondaire, utilisable tous les jours, afin de conserver l'étalon d'origine intact. Pour produire cet étalon secondaire, il faut d'abord vérifier si le densitomètre est bien étalonné en utilisant le film étalon d'origine. Ensuite, on expose une bande sensitométrique et on mesure les densités des différents paliers. Ce film s'appellera* étalon secondaire*.*



h) Fantômes servant à vérifier la qualité de l'image

Note : *Plusieurs fantômes adaptés à la mammographie sont offerts sur le marché. Avant d'utiliser un fantôme pour le contrôle de la qualité, il faut s'assurer qu'il est reconnu dans le cadre du Programme québécois de dépistage du cancer du sein.*

Fantôme de mammographie, disque d'acrylique et film étalon

Disque d'acrylique

Fantôme de mammographie (RMI 156)

– Le **fantôme de mammographie** de la firme Radiation Measurements Inc. (RMI), modèle 156, est conçu pour évaluer la qualité de l'image en mammographie. Il s'agit d'un bloc d'acrylique de 4,5 cm x 10,2 cm x 10,8 cm, lequel offre une atténuation équivalente à celle d'un sein qui est constitué de 50 % de tissu glandulaire et de 50 % de tissu adipeux, et qui est comprimé à 4,2 cm d'épaisseur. Ce fantôme contient des objets simulant des fibres, des microcalcifications et des masses de dimensions décroissantes. Au moment de publier le présent manuel, nous reconnaissons le modèle RMI 156 (Radiation Measurements Inc.), sur lequel est inscrit un numéro de série apparaissant sur le film après l'exposition, le modèle NA 18-220 de la Nuclear Associates (NA) et le modèle CIRS 015 (Computerized Imaging Reference Systems).

– Il est indispensable de disposer d'un accessoire, normalement fourni avec le fantôme, pour mesurer le contraste effectif du film. Il s'agit, habituellement, d'un disque d'acrylique de 10 mm de diamètre et de 4 mm d'épaisseur.

– Le film étalon du fantôme, fourni avec ce dernier, est nécessaire pour vérifier la position et l'orientation des objets sur les films du fantôme. Il précise aussi l'information attendue au moment de l'évaluation de l'image du fantôme.

– Le fantôme sert à trois fins :

  - évaluer la densité optique et le contraste radiologique effectif des radiogrammes pour le sein moyen, lequel serait constitué de 50 % de tissu glandulaire et de 50 % de tissu adipeux, et serait comprimé à 4,2 cm ;

  - mesurer l'exposition radiologique à la peau et estimer la dose glandulaire moyenne dans les conditions valant habituellement pour les mammogrammes ;

  - connaître la capacité du système à détecter, dans le sein, des structures telles que des tissus fibreux, des microcalcifications et des masses.

Mini-fantôme pour l'image numérique à champ réduit (stéréotaxie)

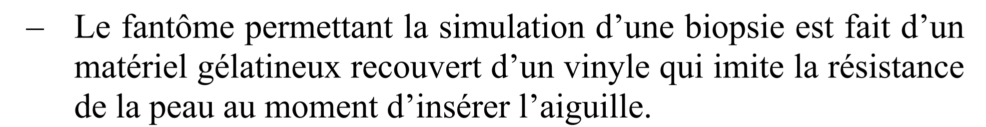


Mini-fantôme NA 18-250 avec le fantôme de mammographie RMI 156

– Au moment de la publication du présent manuel, nous reconnaissons le modèle NA18-250 de la Nuclear Associates (NA). Ce mini-fantôme est conçu pour évaluer la qualité de l'image numérique en stéréotaxie. Il s'agit d'un bloc d'acrylique de 6,66 cm x 6,42 cm x 4,03 cm offrant une atténuation équivalente à celle d'un sein constitué de 50 % de tissu glandulaire et de 50 % de tissu adipeux, lequel sein serait comprimé à 4,2 cm d'épaisseur. Ce fantôme contient des objets simulant des fibres, des microcalcifications et des masses de dimensions décroissantes ; toutefois, leur nombre et leur grandeur diffèrent de ceux des fantômes RMI 156, NA 18-220 et CIRS 015 (voir le tableau 3). Il permet d'évaluer la qualité de l'image en stéréotaxie sur une seule image, contrairement au fantôme du modèle courant utilisé en mammographie avec lequel on doit effectuer quatre expositions pour permettre d'observer tous les objets apparaissant sur l'image numérique à champ réduit.

  ***Note** : Nous recommandons l'utilisation du mini-fantôme afin d'obtenir les résultats d'ensemble sur une seule image.*

Fantôme en gélatine permettant de simuler une biopsie





Fantôme en gélatine

– Le fantôme permettant la simulation d'une biopsie est fait d'un matériel gélatineux recouvert d'un vinyle qui imite la résistance de la peau au moment d'insérer l'aiguille.

– Le fantôme peut contenir de 20 à 25 objets, liquides ou solides, radio-opaques, simulant des lésions. Ces lésions peuvent être aspirées lorsqu'on utilise un système avec aspiration ou retirées lorsqu'on se sert d'un trocart. Chaque objet mesure entre 2 mm et 5 mm.

– Conçu pour vérifier la précision de la localisation avec l'aiguille, ce fantôme devra être changé après un certain temps d'utilisation. Il existe plusieurs fantômes de ce type sur le marché. Le modèle le plus couramment utilisé est le RMI 164A.

Les tableaux comparatifs ci-dessous montrent le contenu des différents fantômes et le pointage accepté pour chacun au moment de l'évaluation.

TABLEAU 3 : COMPARAISON DES OBJETS DANS LES FANTÔMES ET DES POINTAGES ACCEPTÉS

PARTIE A : Comparaison du nombre et de la dimension des objets selon le fantôme utilisé

Objets	Nombre	Dimension des objets selon les fantômes de mammographie RMI 156, NA 18-220 et CIRS 015	Dimension des objets selon le mini-fantôme NA 18-250
Fibres diamètre (mm)	1	1,56	0,93
	2	1,12	0,74
	3	0,89	0,54
	4	0,75	0,32
	5	0,54	—
	6	0,40	—
Micro-calcifications diamètre (mm)	1	0,54	0,54
	2	0,40	0,32
	3	0,32	0,24
	4	0,24	0,20
	5	0,16	—
Masses épaisseur (mm)	1	2,00	1,00
	2	1,00	0,75
	3	0,75	0,50
	4	0,50	0,25
	5	0,25	—

Les dimensions indiquées dans le tableau sont approximatives et ne sont données qu'aux fins de la comparaison. À l'achat du fantôme, le fabricant fournit un film étalon indiquant les dimensions réelles des objets.

PARTIE B : Comparaison des pointages acceptés pour chacun des fantômes

Objets	Fantômes de mammographie RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015		Mini-fantôme NA 18-250	
	Film-écran	Numérique	Film-écran	Numérique
Fibres	4,0	5,0	2,0	3,0
Microcalcifications	3,0	4,0	2,0	3,0
Masses	3,0	3,5	2,0	2,5

i) *Feuilles (absorbants) d'acrylique ou matériel équivalent aux tissus du sein*

– Le physicien doit disposer d'absorbants d'acrylique ou de matériel équivalant aux tissus du sein (BR-12) dont la structure et l'épaisseur sont uniformes. La précision doit être de 1 mm et l'uniformité, de 0,1 mm. La dimension **minimale** recommandée est de 10 cm X 10 cm. Pour effectuer l'ensemble des tests, il est nécessaire d'avoir en sa possession des plaques d'absorbant totalisant jusqu'à 80 mm d'épaisseur. La vérification d'un système numérique exige par ailleurs des absorbants qui permettront de couvrir entièrement le détecteur. Pour vérifier les différents systèmes de mammographie et formats de détecteurs, des plaques de 24 cm X 30 cm sont recommandées.

– Cet absorbant doit être de bonne qualité ainsi que de structure et de densité uniformes. La surface de l'absorbant doit être polie et exempte de toute imperfection qui pourrait être visible sur les radiogrammes, particulièrement au moment de vérifier la présence d'artéfacts. Habituellement, les feuilles d'acrylique neuves répondent à ces exigences.







Absorbants BR-12 correspondant à différents tissus du sein

– Nous recommandons au physicien de se munir d'absorbants d'acrylique plus minces, de 10 mm ou moins, pour procéder, si besoin est, à certains ajustements du système d'exposition automatique. Ces absorbants sont particulièrement utiles pour effectuer le test du contact film-écran et pour établir les chartes techniques pour lesquelles le mode d'exposition automatique a été choisi.

– Des ensembles de plaques d'absorbants BR-12 équivalant à différents types de tissu mammaire servent à représenter des seins du type adipeux, dense ou mixte. Ces plaques peuvent être utilisées, entre autres, pour l'élaboration d'une charte technique mais elles ne sont pas obligatoires.

Le tableau ci-dessous montre l'équivalence entre l'épaisseur d'acrylique utilisé et l'épaisseur du sein ainsi que le pourcentage de tissu glandulaire dans le sein chez les femmes de 50 à 64 ans.

TABLEAU 4 : ÉQUIVALENCE ÉPAISSEUR D'ACRYLIQUE/ÉPAISSEUR DU SEIN/TISSU GLANDULAIRE DU SEIN

Épaisseur d'acrylique (mm)	Épaisseur équivalente du sein (mm)	Tissu glandulaire entre 50 et 64 ans (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	40
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4
80	103	3
85	109	3

Source : D.R. DANCE et autres, « Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocols », *Physics in medicine and biology*, vol. 45, nº 11, novembre 2000, p. 3237.

j) *Fiches de contrôle et fiches intitulées* Évaluation globale du contrôle de la qualité

(Les fiches peuvent être imprimées à partir de la page Web du programme : www.msss.gouv.qc.ca/PQDCS.)

– Les fiches de contrôle sont présentées en annexe dans le *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie*, publié en 2001.

– Le technologue inscrit sur ces fiches les informations relatives au suivi du contrôle de la qualité fait dans le centre de mammographie. Ainsi, le physicien pourra rapidement prendre connaissance des vérifications effectuées dans le centre entre les évaluations. Ces fiches de contrôle dûment remplies doivent toujours se trouver dans le centre de mammographie.

k) *Filtres d'aluminium*

Pour mesurer la couche de demi-atténuation (CDA), le physicien devrait disposer d'une série de filtres d'aluminium (du type 1145 de préférence) dont un filtre au moins sera de 0,1 mm d'épaisseur – la précision de l'épaisseur est de 3 % – et d'une grande pureté – 99,9 % d'aluminium, soit le grade appelé aluminium pur.

L'utilisation de filtres d'aluminium du type 1100 peut donner des valeurs de la CDA inférieures d'environ 2,5 % en moyenne (entre 1,2 % et 3,7%)[7] aux énergies utilisées en mammographie. L'utilisation de filtre du type 1100 ne produirait pas de différence significative sur les résultats au moment de vérifier la couche de demi-atténuation (CDA). La grandeur des filtres doit permettre de couvrir au moins la surface du détecteur.

Le physicien utilisera aussi ce type de filtre au moment de mesurer le rapport signal sur bruit (RSB) et le rapport contraste sur bruit (RCB).

l) Formulaires

Des formulaires conçus spécialement pour rendre compte de chacune des étapes de l'évaluation sont très utiles pour éviter les erreurs et les omissions. Des exemples de formulaires créés à cette fin se trouvent en annexe. Ces formulaires peuvent être modifiés ; cependant, les renseignements demandés constituent le minimum requis. Ils peuvent également être imprimés à partir de la page Web du programme : www.gouv.qc.ca/PQDCS.

m) Grille de contact



Grille de contact
(16 mailles/cm)

La grille de contact est formée d'un treillis métallique adapté au test du contact film-écran en mammographie. Ce treillis de fils de cuivre comporte 16 mailles par centimètre (40 mailles au pouce). Pour sa protection, il est laminé entre deux feuilles d'acrylique.

Les autres treillis généralement utilisés pour vérifier les cassettes traditionnelles, qui ont 3,2 mailles par centimètre (8 mailles au pouce), sont inappropriés au test du contact film-écran. Quant au treillis présentant une ouverture au centre, il n'est plus recommandé de l'employer parce qu'une partie du champ échappe au test. Le treillis devrait pouvoir couvrir une surface de 24 cm X 30 cm.

7. James A. TERRY, Robert G. WAGGENER, Melissa A. MILLER BLOUGH, « Half-value layer and intensity variations as a function of position in the radiation field for film-screen mammography », Medical Physics, vol. 26, n° 2, février 1999, p. 262.

n) kVp-mètre

Le kVp-mètre doit pouvoir mesurer la tension avec une précision de ± 1,0 kVp et une reproductibilité de ± 0,5 kVp dans la gamme d'énergies allant de 22 à 35 kVp. Certains appareils permettent de mesurer plusieurs plages d'énergies différentes, dont les énergies utilisées en mammographie, tandis que d'autres sont conçus exclusivement pour la mammographie.

Il est important que ces appareils soient étalonnés tous les deux ans pour la gamme d'énergies de 22 à 35 kVp. Il faut se rappeler que ces appareils ne mesurent pas directement la tension (kVp) aux bornes du tube, mais qu'ils l'évaluent en comparant l'absorption du rayonnement à travers des absorbants d'épaisseurs différentes. Les kVp-mètres sont étalonnés pour une qualité de rayonnement donnée.

Cette technique donne des mesures valables, mais les résultats vont varier selon le type de filtration. Les systèmes de filtration des appareils de mammographie dotés d'une anode de molybdène sont habituellement semblables et cette sensibilité à la filtration ne pose pas de difficulté.

Toutefois, certains appareils peuvent demander des corrections de lecture pour les expositions faites avec des anodes ou des filtres différents. Le physicien doit se référer au manuel d'utilisation du kVp-mètre pour effectuer ces corrections et pour connaître les précautions à prendre. Par exemple, il est important d'orienter l'appareil par rapport à l'axe anode-cathode du tube, selon les recommandations du fabricant du kVp-mètre.

o) Loupes et comparateur optique



Loupe de bijoutier
10 X

Pour l'analyse des radiogrammes du fantôme de mammographie et des tests relatifs aux artéfacts, il faut utiliser une loupe de lecture permettant un grossissement d'au moins 2 X ou d'une loupe du type Tabar.

Une loupe de bijoutier qui permet un grossissement de 10 à 30 X est nécessaire pour la lecture des radiogrammes servant à la mesure de la résolution.

Un comparateur optique, avec des graduations dans le plan objet, peut être utile pour déterminer le pas de la grille sur les films. Un tel instrument, comportant des graduations de 0,1 mm et assurant un grossissement de 10 à 30 X, est essentiel pour effectuer la mesure du foyer à l'aide de la caméra à fente.

p) *Marqueurs*

Des lettres, des chiffres et des marqueurs opaques aux rayonnements X sont très utiles au moment de vérifier les appareils de mammographie. Ils servent à indiquer sur un film, l'épaisseur des absorbants et le numéro de ce film ou son orientation, entre autres. Au cours des tests servant à évaluer la collimation, cinq marqueurs rectangulaires de dimensions connues sont plus pratiques que des pièces de monnaie.

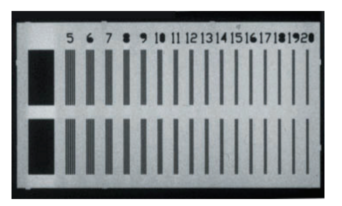
q) *Masque ou carton opaque pour le test du voile en chambre noire*

Une enveloppe ou un carton opaque peut servir de masque pour le test du voile en chambre noire.

r) *Minuterie ou chronomètre avec signal sonore*

Une minuterie avec signal sonore est utilisée au cours du test du voile en chambre noire.





Mire de résolution à haut contraste – jusqu'à 20 pl/mm

s) *Mires de résolution*

– La mire de résolution à haut contraste doit permettre de mesurer jusqu'à 20 paires de lignes par millimètre (pl/mm). Elle est utilisée pour vérifier la résolution du système et pour mesurer la fonction de transfert de modulation lorsque la technique d'agrandissement est appliquée et que le petit foyer est sélectionné.
– La mire de résolution permettant de mesurer jusqu'à 5 pl/mm est utilisée pour mesurer la fonction de transfert de modulation

lorsque la technique de mammographie de contact est appliquée et que le grand foyer est sélectionné.

– Un bloc d'acrylique de 45 mm d'épaisseur sert de support à la mire de résolution.

t) Pèse-personne

Il faut utiliser un pèse-personne du type analogique (avec cadran conventionnel) étalonné entre 11 et 21 kg (de 25 à 45 livres) et dont la surface supérieure est plane. Cet appareil est suffisant et il est le moins coûteux pour la mesure de la force de compression du sein. Sa précision est de ± 0,5 kg.

On trouve sur le marché des systèmes dynamométriques conçus à cette fin qui ont la sensibilité et la précision requises. Toutefois, certains pèse-personnes à lecture numérique ne donnent pas une réponse adéquate lorsque la force est appliquée progressivement.

Le physicien doit être en mesure d'évaluer l'étalonnage du pèse-personne à l'aide d'un étalon secondaire dont le poids se situe entre 11 et 21 kg.

u) Photomètre



Photomètre avec sonde télescopique

Le photomètre doit permettre de mesurer la luminance des plages des négatoscopes et celle du moniteur en nits (cd/m^2) ainsi que l'éclairement de la salle de lecture en lux. En mammographie classique, l'appareil doit être capable de mesurer la luminance entre 500 et 7 000 nits (cd/m^2) avec une précision de 10 %, et l'éclairement entre 5 et 100 lux également avec une précision de 10 %. En mammographie numérique, le photomètre devrait pouvoir mesurer des valeurs situées entre 0,05 et 500 nits (cd/m^2), et entre 1 et 1 000 lux. Plusieurs photomètres peuvent mesurer tant la luminance que l'éclairement. Ces appareils sont généralement munis d'un commutateur ou d'un adaptateur qui permet de passer d'un mode à l'autre. Une sonde télescopique permet de mieux contrôler la lumière ambiante au moment de mesurer la luminance du moniteur. Le photomètre doit faire l'objet d'un étalonnage tous les deux ans.



Sensitomètre

v) *Sensitomètre*

Le sensitomètre requis pour certains tests et certaines procédures doit permettre d'exposer le film dans des conditions similaires à celles qui valent pour les radiogrammes. Selon que le film est à simple ou à double émulsion, le sensitomètre doit permettre d'exposer le film d'un seul côté ou des deux côtés à la fois.

Le sensitomètre doit être muni d'un absorbant optique de 21 paliers du type 0,15 log.

La précision et la reproductibilité de l'exposition doivent être de ± 0,02 logarithme en base 10 de l'exposition (log de l'exposition).

La couleur de la lumière doit être semblable à celle qui est produite par l'écran intensificateur, soit verte (520 nm, ± 10 nm), soit bleue (455 nm, ± 10 nm). Il est nécessaire d'ajuster l'intensité de l'exposition pour adapter l'appareil à la sensibilité des films. L'utilisation d'un appareil offrant le choix de la couleur, bleue ou verte, de la lumière peut être avantageuse.

Plusieurs types d'appareils sont conçus de façon à s'adapter à ces différentes conditions. Les films de mammographie réagissent, pour la plupart, à la lumière verte.

w) *Tables de conversion*

Il importe de disposer d'une table de conversion qui permet d'estimer la dose glandulaire moyenne en se basant sur la mesure d'exposition à la peau et sur la valeur de la couche de demi-atténuation (CDA). Ici, une mise en garde s'impose : le facteur de conversion dépend aussi de la tension (kVp), du matériau de l'anode du tube ainsi que de la filtration, ce qui entraîne l'utilisation de trois tables, selon les combinaisons d'anodes et de filtration au molybdène ou au rhodium. Ces tables, reproduites à l'annexe 27, se trouvent dans la publication de la Radiological Society of North America (RSNA) intitulée *Syllabus: Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Physical Aspects of Breast Imaging-Current and Future Considerations*, édition de 1999, à la section « Changes in the 1999 ACR *Mammography Quality Control Manual* », p. 160-162.

x) Thermomètre

- On ne doit **jamais** utiliser un thermomètre de verre contenant du mercure dans un appareil de traitement car, en cas de rupture, les particules de mercure pourraient contaminer les solutions. Seul un thermomètre numérique doit être employé pour vérifier la température des bains de révélateur ou de fixateur. Dans la plupart des cas, les thermomètres numériques médicaux utilisés pour la mesure de la température corporelle ont ces caractéristiques et sont peu coûteux.

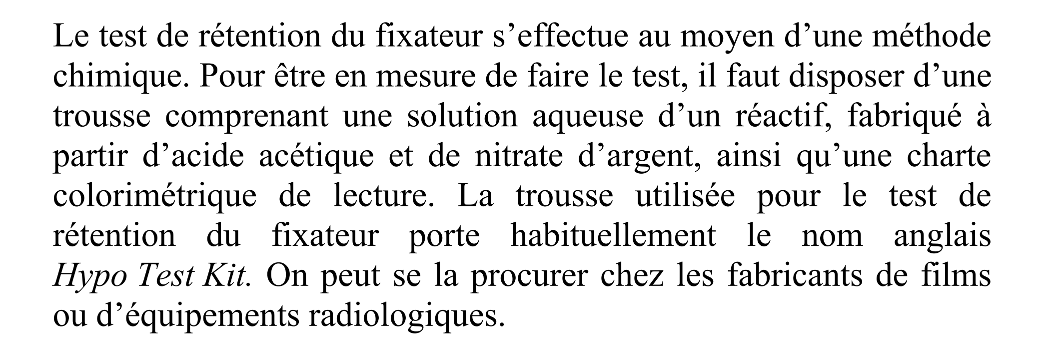
- Le thermomètre doit être gradué au dixième de degré et la précision de sa lecture devra être de ± 0,1 °C.

- Le thermomètre intégré à l'appareil de développement offre habituellement une précision de ± 0,3 °C.

y) *Trousse de rétention du fixateur* (*Hypo Test Kit*)



Trousse de rétention du fixateur (Hypo Test Kit)


Le test de rétention du fixateur s'effectue au moyen d'une méthode chimique. Pour être en mesure de faire le test, il faut disposer d'une trousse comprenant une solution aqueuse d'un réactif, fabriqué à partir d'acide acétique et de nitrate d'argent, ainsi qu'une charte colorimétrique de lecture. La trousse utilisée pour le test de rétention du fixateur porte habituellement le nom anglais *Hypo Test Kit.* On peut se la procurer chez les fabricants de films ou d'équipements radiologiques.

Quelques suggestions pratiques

En plus du matériel décrit précédemment, il serait utile de posséder aussi les outils et instruments suivants :

- une calculatrice scientifique dotée des fonctions statistiques de la moyenne et de l'écart-type ;

- une règle millimétrique avec marques opaques, pour les mesures de longueur ;

- un galon à mesurer, pour les plans de blindage ;

- une plaque de plomb, pour la vérification du rayonnement de fuite.

1.8. LES PARTICULARITÉS DE LA MAMMOGRAPHIE

La mammographie

La mammographie est un examen radiologique du sein qui permet de visualiser la glande mammaire dans son ensemble en même temps que les très petites structures de façon détaillée. Une compression contrôlée doit être faite sur le sein au cours de l'examen. La production d'un mammogramme de qualité optimale, montrant tous les détails nécessaires pour le diagnostic, nécessite un contrôle de la qualité constant. L'interprétation des petites structures par le radiologiste sera possible si les mammogrammes ont été pris dans les meilleures conditions. Il importe que l'état de l'équipement radiologique, du matériel d'enregistrement de l'image et du système de développement ainsi que les conditions de lecture soient en tout temps satisfaisants.

Les caractéristiques d'un mammogramme de qualité optimale

La présente section ne se veut en aucune façon un protocole d'interprétation des mammogrammes. Elle a simplement pour but de faire connaître les besoins du radiologiste quant à l'image afin d'orienter le physicien dans son travail et de mieux le préparer à l'évaluation aux fins du contrôle de la qualité.

L'ensemble des tests constituant la vérification qu'effectue le physicien en mammographie vise à évaluer les procédures et l'équipement afin d'assurer la qualité optimale des mammogrammes. Il lui faut donc bien comprendre le cheminement de l'interprétation du radiologiste pour évaluer les qualités nécessaires du film utilisé pour les mammogrammes.

La lecture des mammogrammes

En mammographie classique

Habituellement, le radiologiste dispose les mammogrammes obtenus avec le système classique sur les négatoscopes, selon les incidences, de la manière suivante : crâniocaudale gauche, crâniocaudale droite, oblique médiolatérale gauche et oblique médiolatérale droite. Les mammogrammes sont placés de façon à ce que les côtés paroi thoracique soient voisins. La surface brillante du film (côté sans émulsion) doit être en dessous, de façon à éviter que des reflets gênent la lecture. Le radiologiste peut aussi placer les mammogrammes d'un examen antérieur, au-dessus, selon la même disposition.

En mammographie numérique

Habituellement, deux images numériques peuvent être observées simultanément sur deux moniteurs de grande taille et de haute qualité placés côte à côte.

La symétrie

D'abord, le radiologiste apprécie la similitude entre le sein gauche et le sein droit : symétrie de la forme générale, symétrie des densités d'ensemble et symétrie des structures. Il est donc très important que les mammogrammes gauche et droit aient la même densité d'ensemble et qu'ils présentent le même contraste.

Les détails anatomiques

Le radiologiste compare ensuite les détails anatomiques des seins gauche et droit ainsi que la structure des canaux galactophores et des ligaments de Cooper. Il recherche des masses et des dissymétries indicatrices de déplacements de structures causés par des masses.

Il lui faut donc une image nette et contrastée, exempte d'artéfacts, lui permettant de voir facilement les structures. Un bon contact film-écran jouera un rôle primordial. On obtiendra aussi une image nette et contrastée en compressant suffisamment le sein et en s'assurant qu'aucun flou provoqué par le mouvement ne vient compromettre la

résolution spatiale de l'image. Il faut insister ici sur l'importance de la compression du sein. Une compression du sein adéquate permet en effet de minimiser la perte des détails entraînée à la fois par la superposition des plans et par la diffusion du rayonnement. Elle permet également de mieux uniformiser la densité et d'assurer l'immobilité du sein.

Les microcalcifications

Le radiologiste s'intéresse aussi aux microcalcifications en tant qu'indices importants pour le diagnostic. La détection de ces très petites structures doit être suivie d'une analyse portant sur la finesse de leur contour, leur forme et leur nombre. Il faut donc s'assurer ici d'un grand pouvoir de résolution spatiale, laquelle nécessite l'immobilité de la patiente, un foyer fin d'environ 0,3 mm et un très bon contact film-écran dans le cas de la mammographie classique. Les artéfacts causés par les poussières sur les écrans peuvent simuler des microcalcifications et gêner le travail du radiologiste.

Les artéfacts

Dans certains cas, les artéfacts peuvent limiter la valeur du film au regard du diagnostic parce qu'ils simulent une structure anatomique ou en masquent la présence. Il est possible que certaines variations de densité annulent des relations de symétrie.

Mentionnons ici que les poussières sur les écrans laissent des marques beaucoup plus perceptibles sur les films à simple émulsion et à haut contraste.

En résumé



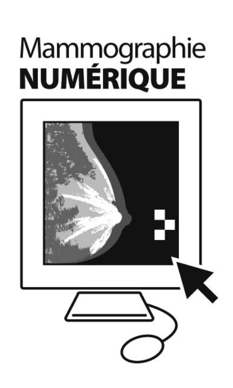
La comparaison constitue un élément majeur dans l'étude des mammogrammes, d'où l'importance d'assurer un bon contrôle de la densité optique, de la compression du sein et de la résolution des détails.

Le radiologiste, en collaboration avec le technologue, doit viser les objectifs qui suivent afin d'obtenir une densité adéquate sur le film et un contraste optimal.

– Pour un film à haut contraste, la densité de fond sur le film du fantôme de mammographie devrait se situer idéalement entre 1,6 et 2,0 DO selon le film utilisé, sans jamais être inférieure à 1,4 DO. Lorsque le contrôle de la qualité est bien établi et que l'équipement fonctionne bien, les limites de contrôle, c'est-à-dire la variation de la densité optique sur l'image du fantôme, peuvent être maintenues à ± 0,1.

– Le contraste global (radiologique et photographique) devrait se situer entre 0,5 et 0,6 sur l'image du fantôme de mammographie pour un film à haut contraste.

– Le contraste global (radiologique et photographique) ne devrait pas être inférieur à 0,45 puisque les limites de contrôle, ou variation maximale, sont de ± 0,05 pour un disque de 4 mm d'épaisseur. Précisons ici que le contraste ne doit jamais être inférieur à 0,4.



Les mêmes critères de qualité qui ont été mentionnés pour la mammographie classique valent pour la mammographie numérique. Les différences entre les deux technologies entraînent les quelques exceptions qui suivent.

– La densité optique mesurée dans le système film-écran fera place à la valeur moyenne des pixels dans une région d'intérêt (ROI).

– La qualité de l'image sera évaluée par le rapport signal sur bruit (RSB), entre autres.

– Le contraste de l'image sera évalué par le rapport contraste sur bruit (RCB).

– Contrairement au système film-écran, le système numérique permet au radiologiste de manipuler l'image, par exemple en modifiant le contraste ou le ton de gris (densité de fond), afin de mieux voir certaines régions du sein. Il permet aussi de se focaliser sur une région précise du sein et de l'agrandir à l'aide de la loupe incorporée dans le logiciel pour mieux déceler la présence de microcalcifications. Il permet enfin de faire passer l'image du négatif au positif, technique qui peut aider à détecter une lésion suspecte. Ce sont là autant d'avantages que présente le système numérique par rapport au système classique.

1.9. LA VÉRIFICATION PAR LE PHYSICIEN ET LES MODALITÉS D'APPLICATION

Le physicien effectue les vérifications nécessaires afin de s'assurer que les équipements et les accessoires utilisés pour la mammographie sont adéquats et conformes. Le présent manuel montre les différentes étapes de ces vérifications selon un ordre pratique. Il en est de même pour le contenu de chaque étape, pour les moyens techniques utilisés ainsi que pour les formulaires et la forme du rapport. Nous tenons à préciser que l'ensemble des tests proposés constitue le minimum pour s'assurer des performances optimales d'un équipement de mammographie.

1.9.1. La visite du physicien

Généralement, la visite du physicien comporte trois parties.

La rencontre initiale avec le technologue

La première rencontre avec le technologue certifié en mammographie permet au physicien de procéder à l'identification du centre et de prendre connaissance des appareils radiologiques, des instruments de mesure et de contrôle employés dans le centre ainsi que de l'installation de la chambre noire utilisée en mammographie.

Le physicien fait une évaluation d'ensemble de l'équipement, des techniques d'exposition et des mesures de radioprotection.

Les vérifications du physicien

Le physicien procédera à l'évaluation complète du service de mammographie. Les différentes vérifications à faire et les normes présentement en vigueur seront décrites dans les prochains chapitres. Le physicien doit s'assurer que les équipements sont conformes et qu'ils permettent de prendre des mammogrammes de qualité ; il doit également prendre en compte les autres éléments importants en mammographie, notamment le film et son développement ainsi que les cassettes ou le moniteur, selon le cas.

Les vérifications auxquelles procède le physicien sont de deux types. Le premier se rapporte à la vérification d'un appareil de mammographie dans le cadre du Règlement sur les dispositifs émettant des radiations[8]. Cette vérification doit être effectuée au moment de l'acquisition, par un centre, d'un appareil de mammographie neuf ou usagé pour s'assurer que ce dernier est conforme au Règlement fédéral ; elle n'est pas traitée dans le présent manuel. Le deuxième type de vérification, objet de cette publication, concerne la vérification que le physicien fait périodiquement afin de s'assurer que le mammographe et ses composantes répondent aux normes de qualité minimales.

Nous considérons certaines vérifications comme **préliminaires**, que nous appellerons *initiales*. Ainsi, les vérifications relatives aux appareils de traitement de l'image (appareil à développer, lecteur CR, imprimante et numériseur), aux récepteurs d'image, aux appareils de lecture (négatoscopes, moniteurs) et aux conditions de lecture, la vérification de la présence d'artéfacts ainsi que l'évaluation de l'image du fantôme devraient être effectuées avant l'ensemble des autres vérifications. Cette méthode de travail s'impose puisque les résultats de plusieurs tests dépendent de la qualité des résultats obtenus au cours des vérifications préliminaires.

***Note** : Dans le cas d'une nouvelle installation, certaines vérifications supplémentaires peuvent être nécessaires.*

La seconde rencontre avec le technologue

Au cours de la seconde rencontre avec le technologue, le physicien résume la situation et explique tant les points non conformes que les corrections qu'il recommande. Les formulaires dûment remplis au cours de la visite permettent d'obtenir un tableau de la situation pour l'ensemble des vérifications.

Le physicien explique sur place les mesures correctives qu'il demande, en indiquant quelles composantes de l'équipement visent ces mesures ainsi que la manière de procéder.

---

8. On peut consulter le Règlement sur les dispositifs émettant des radiations (R-1 – C.R.C., ch. 1370) à l'adresse suivante : http://lois.justice.gc.ca/fr/R-1/C.R.C.-ch.1370/texte.html.

1.9.2. Le rapport du physicien

La présentation du rapport

Le rapport du physicien s'avère un élément important dans le processus d'évaluation de la qualité et de l'obtention du permis ou de la certification du service radiologique du centre dans le cadre du Programme de certification en mammographie de dépistage.

Le rapport est enrichi de commentaires, de recommandations ou de suggestions, selon les circonstances, au bas de chacun des formulaires. Le commentaire peut être aussi bref que : « Conforme » ou comporter une description de la défectuosité ainsi que de la correction recommandée.

Note : *Un résumé étape par étape de la situation, comprenant la mention de la conformité de l'installation ou celle de la correction recommandée, facilite l'appréciation globale de la conformité de l'installation et l'ordonnance des corrections subséquentes.*

Le rapport d'évaluation produit par le physicien doit respecter la forme et le fond du rapport-type présenté au chapitre 9. L'ensemble des formulaires proposés relativement aux différentes évaluations se trouve en annexe. Le nom de l'évaluateur et la date de la rédaction du rapport doivent apparaître sur chaque page du rapport. La date de l'évaluation sera inscrite sur l'annexe 1 de ce rapport. La pagination suivra le modèle numéro de page/nombre total de pages (par exemple : 3/25).

La conservation des rapports, incluant les images

Les rapports doivent être conservés par le centre de mammographie pendant une période d'au moins trois ans. Les films utilisés ou les images numériques produites à l'occasion de l'évaluation complète ou au moment d'une vérification particulière doivent être conservés par le physicien pendant trois ans s'ils ne sont pas remis au centre.

1.9.3. La fréquence des vérifications par le physicien

La vérification d'une installation de mammographie par le physicien doit être effectuée **chaque année** pour un système film-écran (**classique**) et tous les **six mois** pour un système **numérique**. Toutefois, si un changement susceptible de modifier les performances de l'installation ou les conditions du contrôle de la qualité survient, une nouvelle évaluation devra être faite par le physicien.

Note : *Il est important de mentionner qu'une vérification annuelle ne peut garantir à elle seule la performance optimale de l'équipement si des modifications sont apportées après la visite du physicien. Certaines modifications peuvent entraîner un défaut de conformité tant en ce qui a trait à la qualité des examens qu'en ce qui concerne la protection des utilisateurs.*

L'approche du physicien variera selon la nature du changement ou de la modification. Une évaluation complète de l'installation peut être nécessaire dans le cas d'un changement affectant une composante importante du système. Cette évaluation doit alors avoir lieu avant de prendre d'autres mammogrammes.

Les modifications peuvent concerner le mammographe dans son intégralité ou une seule composante, comme une nouvelle plaque de compression, une pratique technique récente, comme l'emploi d'un nouveau mode d'exposition, dont l'application n'a pu être vérifiée au moment de l'évaluation ou des accessoires essentiels, par exemple des nouveaux négatoscopes.

Le tableau 5 regroupe les différentes modifications qui sont susceptibles d'être apportées à l'équipement entre les évaluations. On y précise l'importance de chacune de ces modifications et le type d'intervention que doit ensuite faire le physicien. Nous donnons ici quelques précisions sur le contenu de chaque colonne du tableau.

Modification apportée

Indique la modification faite par le centre de mammographie entre deux évaluations.

Importance de la modification

C* (capitale) : Indique une modification ayant une influence sur l'ensemble des résultats et des performances de l'appareil. Cette modification entraîne une **vérification complète** de l'équipement par le physicien **avant l'utilisation** de l'appareil.

C (capitale) : Indique une modification qui nécessite une vérification par le physicien **avant l'utilisation** de l'appareil. La vérification se rapporte **seulement à la modification**. Ainsi, la date de l'évaluation annuelle ne sera pas reportée. Toutefois, il est possible d'effectuer une vérification complète de l'équipement.

M (majeure) : Indique une modification majeure. La vérification relative à la modification apportée devra être faite par le physicien dans les **30 jours** suivants. Le physicien peut demander qu'on lui envoie les radiogrammes de fantômes ou les résultats d'autres tests (généralement effectués par le technologue), selon la nature du problème, pour évaluer à distance la qualité de l'image du fantôme et la protection des utilisateurs en attendant de se rendre sur place. Cependant, le physicien aura vérifier les instruments du centre selon ce qui est prévu dans le présent manuel. S'il constate un problème qui nécessite l'arrêt des activités, il en avise immédiatement le centre de mammographie.

m (mineure) : Indique une modification qui peut entraîner différents problèmes touchant la qualité des examens. Toutefois, ce type de modification n'entraîne pas nécessairement le déplacement du physicien. Celui-ci devra vérifier **à distance**, par le moyen qu'il juge approprié, que la modification apportée n'entraîne pas une diminution de la qualité des examens ni un danger au regard de la radioprotection ; par exemple, il pourra exiger une image de fantôme. Toutefois, si le physicien constate un problème majeur, il devra en aviser le centre et faire les vérifications nécessaires sur place, selon les délais précisés dans le tableau 5.

Type d'intervention du physicien

Indique le type d'intervention que doit effectuer le physicien à la suite de la modification apportée. L'intervention peut être de trois ordres : une vérification avant d'utiliser à nouveau l'appareil, une vérification dans les 30 jours suivant la modification, une supervision à distance.

TABLEAU 5 : INTERVENTION DU PHYSICIEN SELON LES MODIFICATIONS APPORTÉES À L'ÉQUIPEMENT

Modification apportée	**Importance de la modification** ***Capitale**** **(C*),** ***Capitale*** **(C)**[1]**,** ***Majeure*** **(M),** ***mineure*** **(m)**	**Type d'intervention du physicien** ***Vérification avant d'utiliser l'appareil ;*** ***Vérification dans les 30 jours ;*** ***Supervision à distance***
Mammographe		
Ajustement de la tension (kVp), du courant (mA) ou de la minuterie	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Remplacement du générateur	**C***	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Remplacement du tube à rayons X	**C***	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Installation du mammographe	**C***	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Réinstallation du mammographe	**C***	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Modifications par le fabricant sur le plan de l'informatique	**C***	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Contrôle de l'exposition automatique		
Changement complet	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Compensation selon l'épaisseur	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Changement des senseurs	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Tableau des circuits	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Ajustement des densités	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Collimateur		
Remplacement complet	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Modification et réinstallation	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Ajustement	**m**	***Supervision à distance***
Filtre		
Changement de filtre	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Système de compression		
Ajustement de la force de compression	**m**	***Supervision à distance***
Ajustement de la précision de l'épaisseur avec effet sur l'exposition automatique	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Autodécompression	**m**	***Supervision à distance***
Plaque de compression		
Remplacement de la plaque	**m**	***Supervision à distance***
Fixation de la plaque (mouvement)	**m**	***Supervision à distance***
Ajustement antéropostérieur et latéral	**m**	***Supervision à distance***

1. C* : entraîne une vérification complète ; **C :** entraîne une vérification relative à la modification.

TABLEAU 5 : INTERVENTION DU PHYSICIEN SELON LES MODIFICATIONS APPORTÉES À L'ÉQUIPEMENT (SUITE)

Modification apportée	**Importance de la modification** ***Capitale* (C*), *Capitale* (C)[1], *Majeure* (M), *mineure* (m)**	**Type d'intervention du physicien** ***Vérification avant d'utiliser l'appareil ; Vérification dans les 30 jours ; Supervision à distance***
Remplacement du récepteur / détecteur		
Avec déplacement des senseurs	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Sans déplacement des senseurs	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Changement de grille	**m**	***Supervision à distance***
Remplacement du détecteur	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Changement de cassettes		
Écrans de même vitesse du même fabricant	**m**	***Supervision à distance***
Écrans de vitesse différente	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Film		
Changement de type de film	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Chambre noire		
Fuite de lumière	**m**	***Supervision à distance***
Lumière inactinique	**m**	***Supervision à distance***
Appareil de traitement		
Changement de produits chimiques	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Installation d'un appareil de traitement	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Réinstallation	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil***
Ajustement du taux de régénération	**m**	***Supervision à distance***
Remplacement des rouleaux	**m**	***Supervision à distance***
Remplacement de l'imprimante laser	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Négatoscope et moniteur		
Installation ou changement de négatoscope ou des tubes fluorescents	**m**	***Supervision à distance***
Changement de moniteur	**M**	***Vérification dans les 30 jours***
Charte technique		
Nouvelles pratiques techniques avec changement à la charte technique	**C**	***Vérification avant d'utiliser l'appareil (dans ce mode d'exposition)***

1. C* : entraîne une vérification complète ; **C :** entraîne une vérification relative à la modification.

2

NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES

Considérations

L'évaluation d'un équipement comprend plusieurs vérifications ; des normes sont établies pour la plupart d'entre elles. Il peut arriver que des recommandations concernant une valeur optimale ou que certaines remarques se rapportent auxdites normes. Un délai est cependant fixé pour corriger tout point non conforme révélé par un test. Ces renseignements sont regroupés dans les trois tableaux qui suivent, selon qu'ils portent sur le système film-écran (tableau 6), le système numérique (tableau 7) ou la biopsie par stéréotaxie (tableau 8). Nous donnons ici quelques informations sur le contenu de chaque colonne des tableaux.

Vérification

Selon la vérification effectuée par le physicien, différentes composantes seront évaluées. Par exemple, au cours de la vérification de la compression, le physicien évaluera l'échelle d'épaisseur, la force initiale, la stabilité, la décompression, la plaque de compression et la déflexion de la plaque de compression.

Précision ou norme minimale

Indique la valeur minimale des résultats à obtenir. En dessous de cette valeur, le physicien recommandera la correction permettant d'atteindre la norme. Il pourra suggérer les valeurs optimales souhaitées pour obtenir la meilleure qualité d'examen avec l'équipement.

Valeur optimale (recommandée)

Indique la valeur à atteindre pour que la réponse des équipements ou la qualité des images soient les meilleures. Cette valeur est basée sur les conditions d'utilisation habituelles et les derniers changements technologiques apportés aux différents équipements ou supports d'images.

Remarque

Chaque remarque porte sur un élément à prendre en considération ou sur une précision importante.

Délai pour accomplir l'action corrective

La mention « *Correction sans délai* » signifie que les corrections doivent être apportées avant de prendre d'autres mammogrammes.

La mention « *À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test* » indique le temps maximal imparti au centre pour effectuer la réparation ou l'ajustement. L'élément défaillant en cause peut être corrigé ou pris en compte pendant le délai accordé pour la réparation ou l'ajustement sans que cela ne diminue la qualité de l'examen d'une façon significative ni ne présente un danger pour la patiente ou l'opérateur.

TABLEAU 6 : NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES POUR LA MAMMOGRAPHIE AVEC UN SYSTÈME FILM-ÉCRAN

Vérification	Précision ou norme minimale	Valeur optimale (recommandée)	Remarque	Action corrective (délai)[1]
Analyse de l'image du fantôme	D ≥ 1,4 DO DD ≥ 0,4 Différence de contraste minimale : 0,4 10 objets, dont : 4 fibres 3 groupes de microcalcifications 3 masses	D entre 1,6 et 2,0 DO DD entre 0,5 et 0,6 Selon la courbe gamma du film et les conditions de développement.	Fantôme de mammographie : RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015	**Correction sans délai**
Compression : ▪ échelle d'épaisseur ▪ force initiale ▪ stabilité ▪ décompression ▪ plaque de compression ▪ déflexion de la plaque	▪ ± 5 mm entre 6,8 et 9,1 kg (15-20 lb) ▪ De 11,4 à 20,5 kg (25 - 45 lb) ± 1 kg ▪ 1 minute ▪ En fonction. Doit avoir un système manuel. ▪ Doit déborder le plateau du côté paroi thoracique, mais pas plus de 5 mm. ▪ ≤ 10 mm (pour chaque direction) ▪ ≤ 15 mm (somme écarts en val. absolue)		Reproductibilité (échelle) : ± 2 mm à 2 cm et à 8 cm. Plaques bien fixées. Sans danger. Vérifier les plaques des différents formats.	**Correction sans délai**
Contact film-écran	Aucune zone > 1 cm Surveiller la zone de la paroi thoracique.	Aucune zone > 1 cm Aucune cassette ayant plus de 5 zones de moins de 1 cm		**Correction sans délai**
Dose : glandulaire moyenne (sein mixte)	Dose ≤ 3 mGy (300 mrad)	Dose ~ 2 mGy	RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015	**Correction sans délai**
Évaluation d'ensemble et radioprotection				**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Évaluation de la collimation : ▪ champ radiation/lumineux ▪ champ radiation/récepteur ▪ compression/récepteur	▪ Total du désalignement ≤ 2 % de la DSI ▪ Devrait couvrir entièrement le récepteur ▪ Tolérance de - 2 % de la DSI pour les côtés D ou G et - 4 % de la DSI du côté antérieur ▪ Ne doit pas excéder la surface du récepteur de plus de 2 % de la DSI, sans excéder le support, sur tous les côtés sauf le côté paroi thoracique. ▪ Côté paroi thoracique, il couvre entièrement et peut excéder le support d'au plus 5 mm. ▪ Désalignement plaque de compression ≤ 1 % de la DSI.			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Évaluation des artéfacts	Principe ALARA (voir les critères de performance de la section 4.7.1)		Évaluer à une densité optique d'environ 1,6 DO.	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Exposition automatique : ▪ stabilité de l'exposition ▪ fonction de contrôle de la densité ▪ capacité de compensation	▪ Coefficient de variation : ≤ 0,08. ▪ Pour toute nouvelle installation Écart : de 0,10 à 0,25 DO entre deux positions consécutives sur le sélecteur de densité pour ± 3 positions de la position de référence. Pour une installation existante ▪ Écart maximum toléré : 0,3 DO. ▪ Compensation : DOM de ± 0,15 pour 2, 4, et 6 cm, DOM de ± 0,30 pour 8 cm.	Temps d'exposition < 3 s Écart : toutes les positions sur le sélecteur devraient avoir le même écart (entre 0,10 et 0,25 DO). Écart : la norme s'applique pour ± 3 positions de la position de référence.	La densité optique mesurée au centre du fantôme doit être supérieure à 1,4 DO. La densité optique mesurée au centre du fantôme devrait se situer entre 1,6 et 2,0 DO.	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**

TABLEAU 6 : NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES POUR LA MAMMOGRAPHIE AVEC UN SYSTÈME FILM-ÉCRAN (SUITE)

Vérification	Précision ou norme minimale	Valeur optimale (recommandée)	Remarque	Action corrective (délai)[1]
Limite de la résolution spatiale du système	11 pl/mm (perpendiculaires anode-cathode) 13 pl/mm (parallèles anode-cathode)		DO sur le film entre 1,4 et 1,8 autour de la mire	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Négatoscopes et éclairement	▪ Luminance : > 3 000 nits sur toute la surface ▪ Éclairement ≤ 50 lux	▪ Entre 3 500 et 6 000 nits selon la DO utilisée. ▪ Uniformité : 10 % ▪ Homogénéité : 15 %		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Protection de l'opérateur	Verre ordinaire de 6 ou 7 mm équivalant à 0,06 mm de plomb à 30 kVp			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Qualité du rayonnement (CDA)	Avec plaque : $CDA \geq \frac{kVp}{100} + 0,03$ mm Al Sans plaque : $CDA \geq \frac{kVp}{100}$ mm Al CDA maximale : $\leq \frac{kVp}{100} + C$ mm Al, où C = 0,12 pour Mo/Mo 0,19 pour Mo/Rh 0,22 pour Rh/Rh 0,30 pour W/Rh			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Rayonnement de fuite	1 mGy/heure à 1 mètre		Effectué à 100 mAs et 35 kVp.	**Correction sans délai**
Rétention du fixateur	Maximum : 0,05 g/m^2			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Sensitométrie	Indices (i) : D_i ou DD_i : ± 0,15 DO (écart) V_i : + 0,03 DO (écart) Voile de base max. : 0,25 DO	Indices (i) : D_i à ± 0,10 DO DD_i à ± 0,10 DO V_i à + 0,03 DO (écart)		**D_i ou DD_i > ± 0,15 (écart) V_i > 0,03 (écart) Voile de base max. : 0,25 Correction sans délai**
Température des solutions de développement		Entre : 33 ºC et 39 ºC (91 ºF – 103 ºF) Révélateur : ± 0,3 ºC (± 0,5 ºF)	Selon les recommandations du fabricant	
Uniformité de la sensibilité des écrans	▪ Écart de densité maximal : 0,25 DO ▪ Écart de densité maximal permis entre deux groupes de cassettes : 0,20 DO	Écart de densité maximal souhaitable : 0,15 DO	S'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer le test. Coefficient de variation ≤ 0,08	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Vérification des tensions ▪ précision et stabilité	▪ Précision de ± 5 %	▪ Coefficient de variation : ≤ 0,02 ▪ Linéarité des mAs : (variation max.) < 0,1		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Voile en chambre noire	Voile (V) ≤ 0,05 pour une DO > 1,4 pendant 2 minutes			**Correction sans délai**

1. Les problèmes doivent être corrigés avant de prendre de nouveaux mammogrammes lorsqu'ils risquent d'avoir une influence sur le diagnostic. Dans certains cas, l'action doit être immédiate et, dans d'autres cas, un délai de 30 jours peut être accordé.

TABLEAU 7 : NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES POUR LA MAMMOGRAPHIE AVEC UN SYSTÈME NUMÉRIQUE

Vérification	Précision ou norme minimale	Valeur optimale (recommandée)	Remarque	Action corrective (délai)[1]
Analyse de l'image du fantôme	10 objets, dont : 4 fibres 3 groupes de microcalcifications 3 masses	RSB > 50 12,5 objets, dont : 5 fibres 4 groupes de microcalcifications 3,5 masses	Fantôme de mammographie : RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015	**Correction sans délai**
Compression : ▪ échelle d'épaisseur ▪ force initiale ▪ stabilité ▪ décompression ▪ plaque de compression ▪ déflexion de la plaque	▪ ± 5 mm entre 6,8 et 9,1 kg (15-20 lb) ▪ De 11,4 à 20,5 kg (25 - 45 lb) ± 1 kg ▪ 1 minute ▪ En fonction. Doit avoir un système manuel. ▪ Doit déborder le plateau du côté thoracique, mais pas plus de 5 mm. ▪ ≤ 10 mm (pour chaque direction) ≤ 15 mm (somme écarts en val. absolue)		Reproductibilité (échelle) : ± 2 mm à 2 et 8 cm Plaques bien fixées. Sans danger. Vérifier les plaques des différents formats.	**Correction sans délai**
Dose : glandulaire moyenne	Dose ≤ 3,0 mGy (300 mrad)	Dose ~ 2 mGy	RMI 156, NA 18-220, CIRS 015	**Correction sans délai**
Évaluation d'ensemble et radioprotection				**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Évaluation de la collimation ▪ champ radiation/lumineux ▪ champ radiation/récepteur ▪ compression /récepteur ▪ tissu perdu	▪ Total du désalignement ≤ 2 % de la DSI. ▪ Doit couvrir entièrement le récepteur. ▪ Ne doit pas excéder le récepteur de plus de 2 % de la DSI, sans excéder le support, sur tous les côtés, sauf le côté thoracique. ▪ Du côté thoracique, le champ de radiation doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support d'au plus 5 mm. ▪ Désalignement plaque de compression ≤ 1% de la DSI. ▪ Tissu perdu du côté thoracique ≤ 5 mm			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Évaluation des artéfacts	▪ Principe ALARA (voir les critères de performance de la section 4.7.2)	▪ Facteur fantôme (*ghost*) < 0,3 val. absolue ▪ Déformation géométrique ≤ 1 cm ▪ Secteurs sans points noirs ≤ 10 % de l'image ▪ Ligne sans points noirs acceptable si < ¼ de la longueur de l'image		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Exposition automatique : ▪ stabilité de l'exposition (mR) ▪ capacité de compensation	▪ Coefficient de variation : ≤ 0,08	▪ Pour chaque épaisseur : ± 20 % du signal moyen mesuré à 4 cm. ▪ mAs ≤ 10 % entre les expositions	▪ Temps d'exposition < 3 s	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Fonction de transfert de modulation (FTM)		$FTM_{2\ pl/mm}$ > 58 % $FTM_{4\ pl/mm}$ > 25 %		**Correction sans délai**

TABLEAU 7 : NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES POUR LA MAMMOGRAPHIE AVEC UN SYSTÈME NUMÉRIQUE (SUITE)

Vérification	Précision ou norme minimale	Valeur optimale (recommandée)	Remarque	Action corrective (délai)[1]
Imprimante	La plage de la densité optique devrait se situer entre 0,15 et 3,40.	Déviation spatiale < 2 % Réponse de contraste à ± 10 % de celle de la GSDF		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Limite de la résolution spatiale du système	Aucune dégradation significative			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Moniteurs et éclairement (pour une image numérique)	▪ Classe primaire : 5 mégapixels ▪ Classe secondaire: 3 mégapixels ▪ LR' ≥ 250 pour moniteur, classe primaire ▪ LR' ≥ 100 pour moniteur, classe secondaire ▪ Éclairement ≤ 10 lux	▪ $L'_{min} \geq 1$ cd/m^2. ▪ Distorsion géométrique : primaire : ≤ 2 %, secondaire : ≤ 5 % ▪ Uniformité de luminance : ≤ 30 %	Souhaitable : 5 mégapixels pour tous les moniteurs	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Négatoscopes et éclairement (pour la lecture sur film))	▪ Luminance : > 3 000 nits (cd/m^2)sur toute la surface ▪ Éclairement ≤ 50 lux (en classique)	▪ Entre 3 500 et 6 000 nits, selon la DO utilisée. ▪ Uniformité : 10 % ▪ Homogénéité : 15 %	Pour la lecture des mammogrammes antérieurs	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Protection de l'opérateur	Verre ordinaire de 6 ou 7 mm équivalant à 0,06 mm de plomb à 30 kVp			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Qualité du rayonnement (CDA)	**Avec plaque** (mammographie) : CDA ≥ $\frac{kVp}{100}$ + 0,03 mm Al **Sans plaque** (stéréotaxie) : CDA ≥ $\frac{kVp}{100}$ mm Al CDA maximale : ≤ $\frac{kVp}{100}$ + C mm Al, où C = 0,12 pour Mo/Mo 0,19 pour Mo/Rh 0,22 pour Rh/Rh 0,30 pour W/Rh			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
RSB et RCB : ▪ rapport signal sur bruit ▪ rapport contraste sur bruit		▪ RSB ≤ 30 % entre les épaisseurs ▪ RCB > 20 % entre les épaisseurs		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Rayonnement de fuite	1 mGy/heure à 1 mètre		Effectué à 100 mAs et 35 kVp	**Correction sans délai**
Réponse : ▪ plage dynamique ▪ bruit du système		▪ $R^2 > 0{,}99$ ▪ $R^2 > 0{,}99$		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Uniformité de la sensibilité des plaques photostimulables CR		▪ RSB ≤ ± 15 % entre plaques ▪ mAs ≤ ± 10 % entre les expositions	S'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer le test. Coefficient de variation ≤ 0,08	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Homogénéité des détecteurs DR/CR		▪ RSB d'une ROI par rapport à RSB de la ROI centrale ≤ ± 15 % ▪ mAs ≤ 10 % entre les expositions	S'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer ce test. Coefficient de variation ≤ 0,08	**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Vérification des tensions ▪ précision ▪ stabilité	▪ Précision de ± 5 %	▪ Coefficient de variation : ≤ 0,02 ▪ Linéarité des mAs < 0,1		**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**

1. Les problèmes doivent être corrigés avant de prendre de nouveaux mammogrammes lorsqu'ils risquent d'avoir une influence sur le diagnostic. Dans certains cas, l'action doit être immédiate et, dans d'autres cas, un délai de 30 jours peut être accordé.

TABLEAU 8 : NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES POUR LA BIOPSIE PAR STÉRÉOTAXIE

Vérification	Précision ou norme minimale		Remarque	Action corrective (délai)[1]
Analyse de l'image du fantôme *Pour un système film-écran*	**Avec fantôme NA 18-250** 6 objets, dont : 2 fibres 2 groupes de microcalcifications 2 masses	**Avec fantôme RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015** 10 objets, dont : 4 fibres 3 groupes de microcalcifications 3 masses	Nous recommandons l'utilisation du mini-fantôme pour évaluer l'image sur une seule exposition.	**Correction sans délai**
Pour un système numérique	**Avec fantôme NA 18-250** 8,5 objets, dont : 3 fibres 3 groupes de microcalcifications 2,5 masses	**Avec fantôme RMI 156 ou NA 18-220 ou CIRS 015** 12,5 objets, dont : 5 fibres 4 groupes de microcalcifications 3,5 masses RSB > 50 Signal moyen ≤ 15 % entre les expositions		
Dose : glandulaire moyenne	Dose ≤ 3,0 mGy (300 mrad)		NA 18-250 RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015	**Correction sans délai**
Évaluation de la collimation Champ de radiation/récepteur	▪ Ne doit pas excéder le récepteur de plus de 2 % de la DSI, sur chaque côté, sauf le côté paroi thoracique. ▪ Du côté paroi thoracique, le champ de radiation doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder d'au plus 5 mm.			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Qualité du rayonnement (CDA)	**Sans plaque** (stéréotaxie) : CDA ≥ $\frac{kVp}{100}$ mm Al CDA maximale : ≤ $\frac{kVp}{100}$ + C mm Al où C = 0,12 pour Mo/Mo 0,19 pour Mo/Rh 0,22 pour Rh/Rh 0,30 pour W/RH			**À l'intérieur de 30 jours suivant la date du test**
Précision de la localisation	**Précision dans l'air** avec fantôme du fabricant : 1 mm pour toutes les directions **Avec fantôme de gélatine :** si un trocart est utilisé : la pointe de l'aiguille devrait se situer en contact avec la cible choisie sur l'image ou en retrait d'au plus 5 mm du centre de la cible, juste avant le lancement ; si un système de succion est utilisé : la cible doit être à l'intérieur de 1 mm de l'ouverture de l'aiguille.			**Correction sans délai**

1. Les problèmes doivent être corrigés avant de prendre de nouvelles images lorsqu'ils risquent d'avoir une influence sur le diagnostic. Dans certains cas, l'action doit être immédiate et, dans d'autres cas, un délai de 30 jours peut être accordé.

Manuel de contrôle de la qualité pour la **mammographie** et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Mammographie classique
Mammographie numérique

- *Vérification générale du service de mammographie*
- *Vérification initiale du système d'imagerie*
- *Vérification du mammographe et de ses composantes*
- *Unité itinérante de mammographie*

3

VÉRIFICATION GÉNÉRALE DU SERVICE DE MAMMOGRAPHIE

3.1. L’IDENTIFICATION DU CENTRE

***Note :** Le technologue responsable désigné par le centre doit être disponible au moment où le physicien procède à ses vérifications.*

Objectif

Enregistrer tous les éléments permettant l’identification du centre.

***Note :** L’identification du centre est importante car elle particularise l’installation vérifiée. Tous les éléments permettant l’identification – c’est-à-dire les données relatives au centre (nom, adresse, etc.), la date des vérifications effectuées par le physicien ainsi que les coordonnées des personnes responsables et du destinataire du rapport – doivent donc être inscrits avec précision sur le formulaire conçu à cet effet. À moins d’indication contraire, le rapport sera transmis au radiologiste responsable.*

Matériel requis

Un formulaire *Identification du centre de mammographie* (annexe 1).

Procédure et précautions

1. Il est important de noter le nom du technologue rencontré au moment de la vérification et les coordonnées du radiologiste responsable.
2. Le physicien inscrit ou confirme sur le formulaire toutes les données relatives à l’identification du centre.
3. On recommande de prêter une attention particulière à l’identification des salles dans les centres où se trouvent plusieurs appareils de mammographie puisqu’il est nécessaire de produire un rapport distinct pour chacun de ces appareils.

3.2. L'ÉQUIPEMENT D'IMAGERIE

Objectif

Faire l'inventaire de l'équipement servant directement à la production des radiogrammes effectués dans le service de mammographie.

Note : *Les données relatives à l'équipement sont importantes, car elles servent à constituer les inventaires régionaux de tous les équipements.*

Matériel requis

Un formulaire *Équipement d'imagerie* (annexe 2).

Procédure et précautions

Mammographie
CLASSIQUE

En collaboration avec le technologue, le physicien inscrit sur le formulaire tous les éléments servant à identifier le mammographe, les récepteurs d'images, les films, les appareils et les produits de traitement de l'image ainsi que les lampes inactiniques.

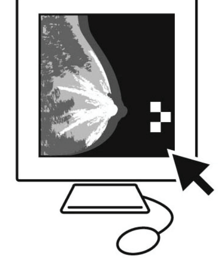
Tous les champs du formulaire sont importants. Il ne faut donc pas oublier d'inscrire les renseignements sur tous les types de films et d'écrans, le révélateur, la température et la durée du développement habituel ou prolongé. Il faut aussi noter si l'appareil de traitement des films est réservé exclusivement ou non à la mammographie.





Le physicien inscrit, sur le formulaire, tous les éléments servant à identifier le mammographe, les récepteurs d'images, les moniteurs servant à la lecture et à la visualisation, les imprimantes, les numériseurs, les lecteurs de plaques photostimulables et les logiciels d'aide à la détection, s'il y a lieu, ainsi que tout autre appareil utilisé dans le cadre de la mammographie numérique.





3.3. LES INSTRUMENTS DE MESURE DU CENTRE

Objectifs

– S'assurer que les instruments de vérification dans le centre de mammographie sont adéquats et qu'ils permettent d'assurer le suivi entre les visites annuelles du physicien.

– Vérifier l'étalonnage de certains instruments de mesure utilisés dans le centre de mammographie.

Note : *Lorsque certaines modifications sont apportées à l'équipement, le physicien et le technologue ont à travailler ensemble (parfois à distance) pour vérifier certaines mesures. Il est donc très important que le physicien connaisse l'état des instruments de mesure et des autres accessoires nécessaires au contrôle de la qualité qui sont utilisés dans le centre.*

Matériel requis

– Le tableau 5 du présent manuel, intitulé *Intervention du physicien selon les modifications apportées à l'équipement* ;
– un formulaire *Instruments de mesure et matériel utilisés dans le centre de mammographie* (annexe 3).

Procédure et précautions

1. Le physicien doit vérifier le bon fonctionnement et la bonne condition de certains instruments ou accessoires utilisés pour le contrôle de la qualité, particulièrement le densitomètre, le sensitomètre, les différents fantômes et les absorbants d'acrylique employés pour la vérification du contact film-écran ou de la présence d'artéfacts.

2. Un étalonnage secondaire du pèse-personne doit être fait par le physicien au cours de sa visite annuelle.

3. La chambre d'ionisation, le kVp-mètre et le photomètre sont des instruments facultatifs. Ils devraient toutefois faire l'objet d'un étalonnage secondaire tous les deux ans.

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Les instruments de mesure et le matériel nécessaire au contrôle de la qualité doivent fonctionner correctement et être en bonne condition pour que les responsables puissent assurer le suivi de la qualité entre les visites du physicien.
- ❑ Le physicien recommandera l'étalonnage de certains instruments de mesure, le cas échéant.





3.4. LE CONTRÔLE DE LA QUALITÉ DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

Objectifs

- Dresser un portrait global des activités relatives au contrôle de la qualité dans le centre de mammographie.
- Permettre au physicien de suivre le cours des événements entre ses visites annuelles en lui transmettant les documents et les films ou les images nécessaires.
- Assurer le suivi lorsque des modifications sont apportées au mammographe ou à ses composantes en cours d'année.

Note : *Le contrôle de la qualité exige la collaboration entre le physicien et le technologue. Pour obtenir les meilleurs résultats en mammographie, les deux groupes de professionnels doivent unir leurs efforts et leurs connaissances dans leurs champs de compétence respectifs. Le physicien exerce un rôle de consultant, non celui d'un inspecteur professionnel, auprès du technologue en radiologie. L'Ordre des technologues en radiologie du Québec (OTRQ) vérifiera tous les aspects du contrôle de la qualité effectué par le technologue à l'occasion de ses évaluations professionnelles.*

Matériel requis

- Les fiches d'évaluation globale du contrôle de la qualité dans le centre de mammographie ;
- les résultats de la sensitométrie effectuée dans le centre de mammographie ;
- la charte technique, mise à jour, utilisée dans le centre de mammographie (tous les paramètres des pratiques ayant cours doivent y être inscrits) ;
- les images ou les films résultant de différents tests, entre autres les films de la vérification du contact film-écran effectuée au cours des six derniers mois et les radiogrammes du fantôme des trois derniers mois ;

- un formulaire *Contrôle de la qualité dans le centre de mammographie* (annexe 4 ou 4a, selon que le centre dispose d'un système classique ou numérique, ou l'annexe 30 pour un équipement de stéréotaxie).

Procédure et précautions

1. En collaboration avec le technologue, le physicien note l'ensemble des procédures de contrôle de la qualité qui ont été suivies dans le centre de mammographie. À l'aide du tableau présenté à l'annexe 4 (ou 4a), le physicien indiquera la fréquence de chaque vérification effectuée dans le centre.

2. Le physicien consultera les documents qui lui sont transmis, de sorte qu'il puisse assurer le suivi entre ses visites annuelles et faire une évaluation de l'ensemble des performances de l'équipement. Par exemple, il vérifiera la stabilité de la sensitométrie et les radiogrammes des fantômes obtenus au cours des trois derniers mois, lesquels lui donneront de précieuses indications pour ses prochaines vérifications. Il pourra ainsi vérifier la constance de l'équipement et déceler les problèmes d'artéfacts.

3. Le physicien agit comme consultant. Il peut aider à la mise en place d'un programme de contrôle de la qualité. Il peut aussi renseigner le technologue en mammographie, à sa demande, sur une pratique à établir ou à corriger.

4. Comme la plupart des vérifications du physicien seront effectuées dans les conditions valant habituellement pour les examens, il est très important que la charte technique **mise à jour** se trouve dans la salle de mammographie. Tous les paramètres relatifs aux différents examens doivent y être inscrits.

Discussion entre les deux groupes de professionnels

L'échange d'idées entre le physicien et le technologue contribue à l'amélioration de la qualité.

Par exemple, le fait de passer d'un système classique à un système numérique pourrait entraîner des modifications aux facteurs techniques. Normalement, le fabricant donne des suggestions à cet égard ; toutefois, le technologue et le physicien pourront discuter de la

question afin de déterminer quels facteurs techniques vaudront pour l'équipement du centre.

Le tableau suivant présente quelques facteurs techniques suggérés par certains fabricants pour la mammographie numérique. On peut y remarquer un kilovoltage plus élevé qu'en mammographie classique ainsi que l'utilisation du tungstène et du rhodium pour l'anode. Quant à l'utilisation du rhodium et de l'aluminium pour la filtration au cours de l'examen d'un sein moyen (4 cm), elle vient modifier les habitudes de travail.

TABLEAU 9 : FACTEURS TECHNIQUES EN MAMMOGRAPHIE NUMÉRIQUE

Pour le DMR 2000D				
Épaisseur (cm)	Anode/filtre	kVp	mAs	RSB[1]
2,5	Mo/Mo	27	20-60	> 50
4,0	Mo/Rh	28	50-100	> 50
6,0	Rh/Rh	32	50-100	> 50
Pour le Senoscan				
Épaisseur (cm)	Anode/filtre	kVp	mAs	RSB[1]
2,5	W/Al	26	20-40	> 50
4,0	W/Al	29	30-50	> 50
6,0	W/Al	33	30-50	> 50
1. RSB : rapport signal sur bruit (voir le lexique).				

Mammographie
CLASSIQUE



Mammographie
NUMÉRIQUE



3.5. LE BLINDAGE DE LA SALLE ET LA PROTECTION DE L'OPÉRATEUR

Note : *Étant donné le faible pouvoir de pénétration du rayonnement utilisé en mammographie, les blindages sont beaucoup plus légers que ceux des salles de radiologie générale. Pour certaines barrières, les panneaux de gypse et les portes de bois à âme pleine suffisent alors qu'en radiologie générale, des blindages de plomb sont habituellement nécessaires. En mammographie, le poste de commande de l'opérateur est souvent constitué d'un verre de 6 à 7 mm d'épaisseur, équivalant à 0,06 mm de plomb à 30 kVp.*

Objectifs

– Produire un plan de la salle de mammographie.

– Calculer le blindage nécessaire pour la salle de mammographie et vérifier si la protection en place est suffisante, compte tenu du volume de travail en radiologie.

Matériel requis

– Un galon à mesurer ;

– une copie du plan de la salle et de son blindage. Dans le cas où le physicien ne peut obtenir une copie de ce plan, il produira un plan[9] à l'échelle à l'aide des instruments à dessin appropriés ;

– un tableau *Unités SI en radioprotection* (annexe 29) ;

– un formulaire *Blindage de la salle et protection de l'opérateur* (annexe 5).

---

9. Consulter le Règlement d'application de la Loi sur la protection de la santé publique (c. L-0.2, r. 1) et, plus précisément, la Loi sur les laboratoires médicaux, la conservation des organes, des tissus, des gamètes et des embryons et la disposition des cadavres (L.R.Q., c. L-0.2, a. 69) à l'adresse suivante : http://www2.publicationsduquebec.gouv.qc.ca.

Procédure et précautions

Note : *La façon de procéder présentée ici est largement inspirée du rapport n° 147 du National Council on Radiation Protection and Measurements[10] (NCRP).*

Pour vérifier si le blindage de la salle de mammographie est suffisant, le physicien doit tenir compte de différents éléments comme la charge de travail du centre, qu'il aura à calculer, la tension utilisée en mammographie, le facteur d'occupation des locaux avoisinant la salle et la dose de radiation admissible pour le personnel. Le physicien aura également à calculer le kerma, le facteur de transmission du blindage ainsi que l'épaisseur que devrait avoir le blindage compte tenu des matériaux utilisés pour la construction de ladite salle.

Aux fins de son évaluation, le physicien recueillera donc, avec la collaboration du technologue responsable, les informations suivantes :

– la copie du plan de la salle de mammographie et de son blindage ;

– le nombre de patients par semaine ;

– la vocation et le facteur d'occupation des locaux voisins (voir le tableau 11) ;

– la composition et l'épaisseur des murs, du plancher ainsi que du plafond.

Calcul de la charge de travail (*W*)

Les auteurs du rapport n° 147 du NCRP proposent d'adopter la distribution des charges de travail (W) qui a été établie dans une étude menée par le *Task Group 9* de l'American Association of Physicists in Medicine[11].

---

10. Benjamin R. ARCHER, Joel E. GRAY et autres, *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, NCRP Releases Report No. 147, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements, 2004, 194 p.
11. Douglas J. SIMPKIN, « Evaluation of NCRP Report No. 49 assumptions on workloads and use factors in diagnostic radiology facilities », Medical Physics, vol. 23, n° 4, avril 1996, p. 577-584.

Selon cette étude, la charge de travail normalisée (W_n) pour la mammographie s'établit à

$$W_n = 6{,}69 \text{ mA x min/patient}$$

La charge de travail normalisée (voir tableau 10) correspond au produit du courant et du temps (mA x min) moyen pour l'examen radiologique complet des seins. Généralement, l'examen typique comprend quatre mammogrammes, soit deux pour les incidences crâniocaudales et deux pour les incidences médiolatérales obliques.

Quant à la charge de travail hebdomadaire totale, elle s'obtient en multipliant la charge de travail normalisée (W_n) par le nombre de patients par semaine (N), soit

$$W \text{ (hebdomadaire)} = N \times W_n$$

Note : *Dans une nouvelle construction, le blindage doit être prévu pour un minimum de 4 000 examens complets en mammographie, soit 16 000 mammogrammes par année.*

Selon le rapport n° 147 du NCRP, une charge de travail moyenne dans une salle de mammographie considère 80 patients en une semaine de 40 heures tandis qu'une charge de travail élevée considère 160 patients dans la même période.

Tension (kVp)

Dans son rapport n° 147, le NCRP a retenu la distribution de la charge de travail normalisée établie par Simpkin dans l'étude qu'il a menée en 1996. Le tableau suivant montre cette distribution qui vaut pour la mammographie en fonction de chaque groupe de tension utilisée.

TABLEAU 10 : CORRESPONDANCE ENTRE LA TENSION ET LA CHARGE DE TRAVAIL NORMALISÉE

TENSION (kVp)	**CHARGE DE TRAVAIL NORMALISÉE** (mA x min/patient)
20-25	0,9
26-30	4,7
31-35	1,1

Source : Benjamin R. ARCHER, Joel E. GRAY et autres, *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, NCRP Releases Report No. 147, p. 35.

Facteur d'occupation (T)

Le rapport n° 147 du NCRP suggère le facteur d'occupation des zones situées plus ou moins près de la salle de mammographie. Le tableau qui suit présente les zones par ordre d'importance de ce facteur.

TABLEAU 11 : FACTEURS D'OCCUPATION SUGGÉRÉS

DESCRIPTION DE LA ZONE	FACTEUR D'OCCUPATION (T)
Bureaux, laboratoires, pharmacies et autres surfaces de travail occupées à temps plein ; zones d'accueil, salles d'attente avec surveillant, aires de jeu intérieures pour les enfants, salles de radiologie (rayons X) adjacentes, salles de lecture ou d'évaluation des films, postes des infirmières, postes de contrôle (rayons X).	1
Salles utilisées pour les examens ou les traitements.	1/2
Corridors, chambres des patients, salons des employés, salles de repos à l'usage du personnel.	1/5
Portes donnant accès au corridor.	1/8
Toilettes publiques, aires de vente sans surveillant, locaux d'entreposage, aires extérieures avec bancs, salles d'attente sans surveillant, aires d'attente pour les patients en transition.	1/20
Espaces extérieurs permettant la circulation des piétons ou des véhicules, parcs de stationnement sans surveillant, débarcadères sans surveillant, escaliers, ascenseurs sans surveillant, locaux d'entretien	1/40

Source : Benjamin R. ARCHER, Joel E. GRAY et autres, *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, NCRP Releases Report No. 147 (traduction libre).

Dose admissible (P)

Dans son rapport n° 116, intitulé *Limitation of Exposure to Ionizing Radiation* et publié en 1993, le NCRP établissait les doses maximales permises pour la radiologie diagnostique comme suit : 0,1 milligray par semaine dans une zone contrôlée et 0,02 milligray par semaine dans une zone non contrôlée[12].

***Note :** Le physicien doit s'assurer du respect des normes provinciales en vigueur.*

12. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION AND MEASUREMENTS, *Limitation of Exposure to Ionizing Radiation*, NCRP Report No 116, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements, 1993.

En s'appuyant sur la publication n° 57 de la Commission internationale de protection radiologique, qui démontre que la dose effective par kerma est relativement faible pour les énergies utilisées en mammographie[13] – soit moins de 0,2 sievert par gray (Sv/Gy) à 30 keV –, les auteurs du rapport n° 147 du NCRP considèrent que ces limites de dose sont conservatrices.

Kerma (K)

Le kerma, qui s'exprime en gray (Gy), fait référence à l'énergie cinétique déposée par unité de masse d'un absorbant (1 Gy = 1 Jkg^{-1}). Dans l'air, une dose absorbée de 1 Gy correspond à une exposition d'environ 115 rœntgens (R).

Pour un examen typique (4 mammogrammes à 100 mAs, selon la charge de travail normalisée en fonction de la tension et pour une dimension de faisceau de 24 cm x 30 cm), on obtient une valeur de kerma normalisé dans l'air (K_n) de 0,036 mGy à 1 mètre du patient, considéré comme l'isocentre. Cette valeur représente la dose dans l'air, observée à 1 mètre du patient, due au rayonnement secondaire diffusé par le patient. Cette valeur est indépendante de la direction par rapport au patient.

K_n (à 1 m) = 0,036 mGy/patient

Dans l'étude que Simpkin a menée en 1996, la tension moyenne utilisée était de 28 kVp et la charge, d'environ 100 mAs. Même si, dans la pratique actuelle, la charge est d'environ 140 mAs avec une tension de 25 kVp, pour un sein mixte de 4,5 cm, le fait d'estimer le kerma à une tension de 28 kVp compense cette plus grande charge.

Calcul du kerma

Pour le calcul du blindage, on présume qu'il n'y a aucune barrière primaire nécessaire. On considère que le récepteur d'image du mammographe et le tissu mammaire irradié atténuent suffisamment le faisceau primaire émis au moment de prendre un mammogramme pour

13. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Radiological Protection of the Worker in Medicine and Dentistry*, ICRP Publication No.57, Oxford, Pergamon Press, 1989.

que l'on ne tienne compte que du rayonnement secondaire. De plus, le rayonnement qui excède le récepteur d'image du côté de la paroi thoracique est entièrement absorbé par le patient. Aucun blindage n'est donc nécessaire pour les murs ou les zones situées derrière le patient.

Pour chaque point de calcul à évaluer, le kerma peut être calculé au moyen de l'équation suivante :

$$\mathbf{K\ (mGy)} = \frac{\mathbf{K_n \times N}}{\mathbf{d^2}}$$

où **K**
représente le kerma hebdomadaire évalué à une distance **d** (en mètres).

Pour chaque barrière, le point de calcul doit être situé :

– pour un mur : à 0,3 m de l'autre côté du mur ;

– pour le plafond : à 0,5 m au-dessus du plancher de l'étage supérieur ;

– pour le plancher : à 1,7 m au-dessus du plancher de l'étage inférieur.

Calcul du facteur de transmission (B)

Après avoir établi le rapport entre la dose admissible et le facteur d'occupation (P/T) ainsi que le kerma au point de calcul de la barrière à évaluer, on peut déterminer le facteur de transmission (B) :

$$\mathbf{B} = \frac{\mathbf{(P/T)}}{\mathbf{K}}$$

Dans le cas où il y aurait un blindage existant, le facteur de transmission total (B) correspond au produit des facteurs de transmission du blindage existant (B_1) et du blindage additionnel requis (B_2).

$$\mathbf{B = B_1 \times B_2}$$

Calcul du blindage

En utilisant l'équation d'Archer, Thornby et Bushong[14], on peut calculer l'épaisseur de blindage requis pour différents matériaux en se basant sur le facteur de transmission. L'équation est la suivante :

$$X = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

où X représente l'épaisseur en mm, B est le facteur de transmission, et les coefficients α, β et γ correspondent aux paramètres d'ajustement des courbes d'Archer, Thornby et Bushong (voir le tableau 12).

TABLEAU 12 : PARAMÈTRES D'AJUSTEMENT DES COURBES DE TRANSMISSION EN MAMMOGRAPHIE

Matériau	α[1]	β[1]	γ[1]
Plomb	30,6	177,6	0,3308
Béton	0,2577	1,765	0,3644
Gypse	0,09148	0,7090	0,3459
Acier	5,998	42,91	0,3927
Verre	0,2467	1,654	0,3694
Bois	0,01914	0,04166	0,2858
1. *Ces paramètres sont dérivés de mesures effectuées sur des tubes ayant une anode au molybdène et à la tension moyenne normalement utilisée en mammographie.*			

Commentaires

Le blindage en plomb n'est généralement pas nécessaire pour une installation de mammographie ; des murs construits de panneaux en gypse conviennent dans la plupart des cas. Les murs situés en face de l'appareil de mammographie ne nécessitent aucun blindage, car le patient atténue suffisamment le rayonnement secondaire. Des planchers et des plafonds de béton offrent une protection adéquate. Les portes en bois à âme pleine (par exemple, une porte AWI du type PC5, de 44 mm d'épaisseur) procurent généralement une protection suffisante.

---

14. Benjamin R. ARCHER, J.I. THORNBY et Stewart C. BUSHONG, « Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation », *Health Physics*, vol. 44, n° 5, mai 1983, p. 507-517.

Selon la façon de procéder que nous avons présentée, le physicien détermine le blindage requis pour chaque barrière qui reçoit du rayonnement secondaire. Le poste de commande doit aussi être évalué, ainsi que le plancher et le plafond si ces derniers ne sont pas en béton. Les données et les résultats des calculs devront être inscrits sur le formulaire (annexe 5).

Le physicien évalue le blindage existant, formule des commentaires relativement aux corrections souhaitables et recommande, le cas échéant, les ajouts nécessaires pour que le blindage satisfasse aux normes.

Données additionnelles

Valeurs de la couche de demi-atténuation (CDA) pour un faisceau de rayonnement X produit sur une anode de molybdène à 30 kVp, filtré avec 0,03 mm de molybdène :

- 0,019 mm de plomb ;
- 2,2 mm de béton ;
- 5,0 mm de gypse ;
- 0,099 mm d'acier ;
- 2,3 mm de verre ;
- 16 mm d'eau.

Certaines protections équivalentes, pour une tension à 30 kVp, avec les matériaux standard suivants :

- mur de briques : 44 mm de béton ;
- porte d'acier (jauge 22) : 0,28 mm de plomb ;
- écran de verre ordinaire (de 6 à 7 mm) : 0,06 mm de plomb ;
- mur de Terracotta : 44 mm de gypse ;
- blocs de béton (cellulaires) : 57 mm de béton ;
- porte de bois à âme pleine : 7 mm de gypse.

Afin d'éviter de voiler les films utilisés pour les mammogrammes, l'exposition maximale des films aux rayonnements X ne doit pas dépasser 0,1 mGy pour la durée normale d'entreposage des films dans un local et ne doit pas dépasser 0,5 µGy entre le moment où le film est placé dans la cassette et son exposition.

Mammographie
CLASSIQUE

3.6. LA VÉRIFICATION DU VOILE PRODUIT EN CHAMBRE NOIRE

Objectif

S'assurer qu'aucune source lumineuse, à l'intérieur ou à l'extérieur de la chambre noire, n'augmente le voile et la sensibilité des films ni n'en diminue le contraste.

Note : *La procédure décrite plus loin s'applique aux films utilisés avec un écran. Cependant, en mammographie numérique, l'utilisation de films laser nécessitant le chargement en chambre noire implique de s'assurer que les films ne seront pas voilés au cours des manipulations.*

Matériel requis

- Un densitomètre ;
- un sensitomètre ;
- une minuterie ;
- un écran opaque à la lumière (carton) ;
- une boîte de films non ouverte ;
- un formulaire *Chambre noire et conservation des images* (annexe 6).

Procédure et précautions

Recherche de fuites de lumière dans la chambre noire

1. Éteindre les lumières inactiniques.
2. Fermer la porte. Rechercher les fuites de lumière en prêtant attention aux endroits suivants : le cadre et le seuil de la porte, le joint entre l'appareil de traitement des films et le mur, les trous servant au passage des tuyaux ou des boyaux, le plafond, les luminaires encastrés et les prises de courant.

Note : *Il est important que l'œil s'adapte à l'obscurité ; il faut pour cela que la recherche dure au moins cinq minutes.*

3. Allumer les lampes inactiniques. Vérifier les boîtiers et les filtres afin de détecter des fissures d'où pourrait fuir la lumière blanche.

Vérification du voile en chambre noire

Note : *Le film déjà exposé dans la cassette ou par un sensitomètre présente une plus grande sensibilité à la lumière qu'un film non exposé.*

1. S'assurer qu'il n'y a aucune lumière résiduelle due aux lampes fluorescentes ; sinon il faut attendre **au moins** deux minutes, après avoir éteint les lampes, avant de manipuler les films.

2. Ajuster le sensitomètre selon la réponse du film (spectre vert ou bleu).

3. Utiliser un film provenant d'une boîte de films non ouverte. Exposer une bande sensitométrique en s'assurant de placer l'émulsion vers la source de lumière.

   Variantes

   – Exposition du fantôme de mammographie : le fantôme doit être bien centré par rapport à la droite et à la gauche sur le récepteur. La densité optique mesurée doit se situer entre 1,6 et 2,0 (densité utilisée habituellement).

   – Exposition d'un absorbant d'acrylique (ou BR-12) d'une épaisseur équivalente à un sein comprimé de 4,0 cm : la densité optique mesurée doit se situer entre 1,6 et 2,0 (densité utilisée habituellement).

4. Placer l'écran opaque sur le film de manière à masquer parfaitement la moitié des plages de la bande sensitométrique, dans le sens longitudinal. Placer le film exposé sur la surface de travail la plus utilisée, le côté portant l'émulsion vers le haut.

Note : *Quand on utilise le fantôme ou l'absorbant d'acrylique, il faut s'assurer d'en masquer la moitié. La lecture des densités devra être faite de façon précise, de part et d'autre de la ligne médiane et à la même hauteur sur le fantôme, afin d'éviter les variations de densité causées par l'effet talon.*

5. Attendre exactement deux minutes et développer le film en commençant par les paliers peu exposés.

6. À l'aide du densitomètre, déterminer l'échelon où la densité optique se situe entre 1,6 et 2,0 (densité habituellement utilisée) du côté masqué, sans être inférieure à 1,40. Mesurer la densité de cet échelon ; ce sera la valeur **V1.**

7. Faire la lecture du côté non masqué, au même échelon. Ce sera la valeur **V2**. Inscrire les résultats sur le formulaire.

   L'intensité du voile (**V**) est obtenue par la différence des deux résultats.

   Ainsi, V = V2 - V1.

Note : *Si la chambre noire est dotée d'un luminaire fluorescent et que le résultat du test n'est pas conforme, il faut reprendre le test sans avoir allumé ce luminaire. Le deuxième test permettra d'isoler cette source de voile.*

Critères de performance et mesures correctives



CHAMBRE NOIRE

Voile
V ≤ 0,05 DO

L'intensité du voile en chambre noire (V) ne doit pas être supérieure à **0,05 DO**. Dans le cas contraire, le physicien doit trouver la source du voile et la mentionner dans son rapport. Le centre devra corriger la situation immédiatement.

Problèmes courants

- ❑ Filtres inactiniques décolorés, fendillés, déplacés ou inadéquats.
- ❑ Distance insuffisante entre les lampes inactiniques et la surface de travail.

- ❑ Mauvaise orientation des lampes inactiniques.
- ❑ Présence de lumière résiduelle produite par des lampes fluorescentes.
- ❑ Trop grande puissance des ampoules. Nous suggérons d'utiliser des ampoules de 7,5 watts ; la puissance des ampoules ne devrait toutefois pas dépasser 15 watts.
- ❑ Infiltration de lumière causée par un mauvais ajustement des joints d'étanchéité entre les portes et leur cadre, ou le plus souvent, entre les portes et leur seuil. Il faut aussi prêter attention aux joints entre le mur et l'appareil de traitement des films, aux ouvertures permettant le passage des tuyaux et des boyaux ainsi qu'aux joints des tuiles des plafonds suspendus.

4

VÉRIFICATION INITIALE DU SYSTÈME D'IMAGERIE

4.1. LE TRAITEMENT DE L’IMAGE



4.1.1. La vérification des conditions de développement et la réponse du film (sensitométrie)

Note : *Le technologue vérifie quotidiennement les conditions de développement dans le cadre du programme de contrôle de la qualité en mammographie. Le physicien vérifie, par la sensitométrie qu’il effectue avec ses instruments, les conditions de développement, la relation entre le film choisi et la densité optique utilisée pour la mammographie ainsi que le contraste obtenu.*

Objectifs

– Vérifier la qualité du développement selon le film utilisé.

– Déterminer la densité optique optimale pour le film choisi en rapport avec la courbe sensitométrique du film.

– S’assurer que le contraste du film est adéquat par rapport aux spécifications du fabricant (courbe gamma).

Note : *Le contraste et la sensibilité du film dépendent dans une large mesure des conditions de développement. Le suivi sensitométrique et le contrôle adéquat des conditions de développement permettent une plus grande régularité de la densité optique des images obtenues.*

Matériel requis

– Un densitomètre ;

– un sensitomètre ;

– un thermomètre ;

– un formulaire *Le traitement de l’image – système classique : la sensitométrie* (annexe 7).

Procédure et précautions

1. S'assurer que l'appareil de traitement fonctionne dans les conditions normales de son utilisation et que la température requise pour le développement est atteinte. Vérifier la sensitométrie du jour mesurée par le technologue.

2. S'assurer que le test du voile en chambre noire est conforme.

   Note : *Au moment de prendre les mesures sensitométriques, les fuites de lumière doivent faire l'objet d'une surveillance attentive. Il faut fermer la porte et s'assurer qu'elle est parfaitement étanche. Toute fuite de lumière doit être colmatée avant de poursuivre les activités de vérification.*

3. Ajuster le sensitomètre selon le type de film utilisé (à simple ou double émulsion) ainsi que selon la sensibilité et la réponse du film (spectre vert ou bleu).

4. Prendre, dans une boîte non encore ouverte, un film du même type que celui utilisé habituellement pour les mammogrammes. Exposer ce film à l'aide du sensitomètre en s'assurant de placer l'émulsion vers la source de lumière du sensitomètre.

   Note : *S'il veut vérifier le bon fonctionnement du sensitomètre utilisé dans le centre de mammographie, le physicien fera une exposition avec cet appareil et une autre exposition avec son propre sensitomètre sur un même film. Il doit s'assurer d'avoir un repère pour distinguer les bandes sensitométriques, par exemple l'encoche du film.*

5. Développer le film exposé. S'assurer que le film soit toujours développé de la même façon.

   Si un appareil du type « plein jour » est utilisé, le film sera toujours développé dans le même sens à la condition qu'il soit toujours placé de la même façon dans la cassette.

   Si un appareil conventionnel est utilisé, il faut :

   – *toujours placer le film du même côté sur le plateau, les plages sensitométriques les moins exposées en premier ;*

   – *s'assurer que l'émulsion soit toujours dans le même sens, vers le haut ou vers le bas, s'il s'agit d'un film à simple émulsion.*

6. Mesurer la durée du développement en secondes. C'est le temps écoulé entre l'entrée du film dans l'appareil de traitement et sa sortie. Inscrire cette donnée sur le formulaire (annexe 7).
7. Relever la température du révélateur et la noter sur le formulaire.
8. À l'aide du densitomètre, mesurer la densité optique de chaque palier sur la bande sensitométrique afin d'établir la courbe sensitométrique du film, aussi appelée *courbe caractéristique* du film.

   Note : *Des renseignements supplémentaires concernant la sensitométrie et la courbe sensitométrique sont donnés à l'annexe 5 du* Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie.

9. Pour vérifier le fonctionnement du sensitomètre du centre de mammographie, mesurer la densité optique de chaque palier sur chaque bande sensitométrique exposée par les deux sensitomètres (voir la note de l'étape 4). Produire les deux courbes sensitométriques du film selon les résultats obtenus avec chaque sensitomètre.
10. Analyser les résultats en comparant les deux courbes sensitométriques, lesquelles devraient avoir une allure générale semblable. Toutefois, la situation des deux courbes sur le graphique peut être différente puisque l'exposition produite par chaque sensitomètre n'est pas la même.

    Note : *La sensitométrie effectuée avec ses propres instruments permet au physicien de mesurer l'efficacité du développement dans les centres de mammographie qu'il visite. Il peut établir des comparaisons pour un même film – à partir de la densité mesurée sur un même palier de son sensitomètre, par exemple – et formuler des commentaires à ce sujet. Il n'existe pas de normes concernant l'efficacité du développement, mais le physicien devrait signaler les anomalies et suggérer les correctifs appropriés.*

11. En se basant sur la courbe sensitométrique, faire les calculs nécessaires afin de pouvoir tracer la **courbe gamma.** Cette courbe s'obtient en calculant la pente de la courbe sensitométrique pour chaque intervalle entre deux échelons.

    Pour chaque point de calcul,

    $$\textbf{Contraste} = \textbf{Gamma}_{i,j} = \frac{(DO_j - DO_i)}{\text{Log}\sqrt{2}} = \frac{(DO_j - DO_i)}{0{,}15}$$

    où j = i + 1, i et j correspondant aux numéros respectifs de deux échelons consécutifs.

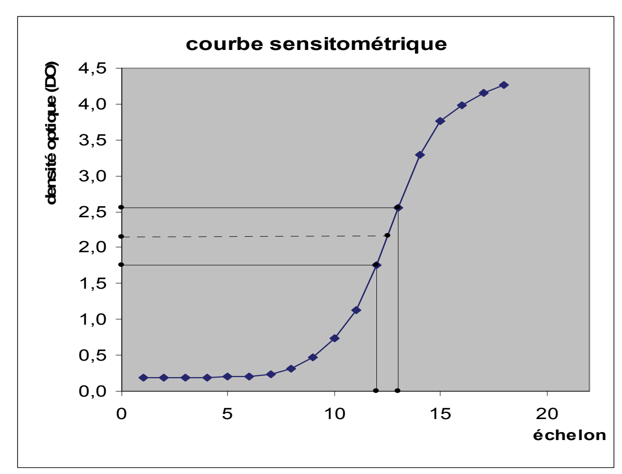
    Sur le graphique de la courbe gamma, les valeurs de contraste obtenues pour chaque point de calcul doivent être associées à la densité optique (DO) moyenne de l'intervalle pris en compte sur la courbe sensitométrique (voir la figure 7).

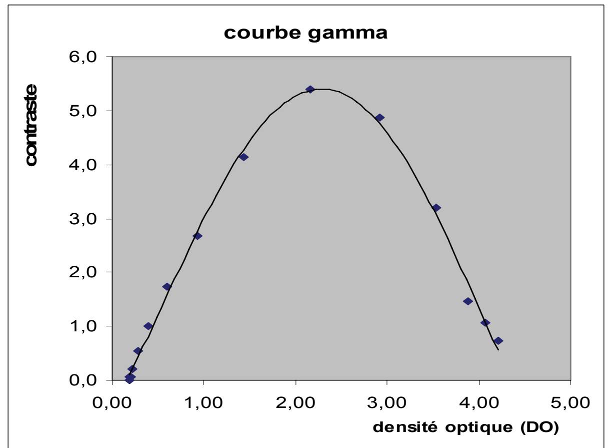
    La courbe gamma permet de s'assurer que les conditions de développement maximalisent la réponse du film pour la plage des densités optiques habituellement utilisées. Plus précisément, la courbe gamma permet d'évaluer la réponse du film sous l'aspect du contraste.

    Note : *Le sensitomètre produit sur le film une variation de luminosité, équivalente à √2 = 1,41, entre deux échelons consécutifs. Puisque l'axe horizontal de la courbe sensitométrique représente une échelle logarithmique de l'exposition, nous obtenons une échelle linéaire dont l'écart est de 0,15 entre deux échelons consécutifs. Ainsi, nous pouvons placer indifféremment LogE ou le numéro de l'échelon (pas) sur cet axe.*

12. Tracer la courbe à partir des valeurs gamma obtenues.

FIGURE 7 : LA COURBE SENSITOMÉTRIQUE ET LA COURBE GAMMA





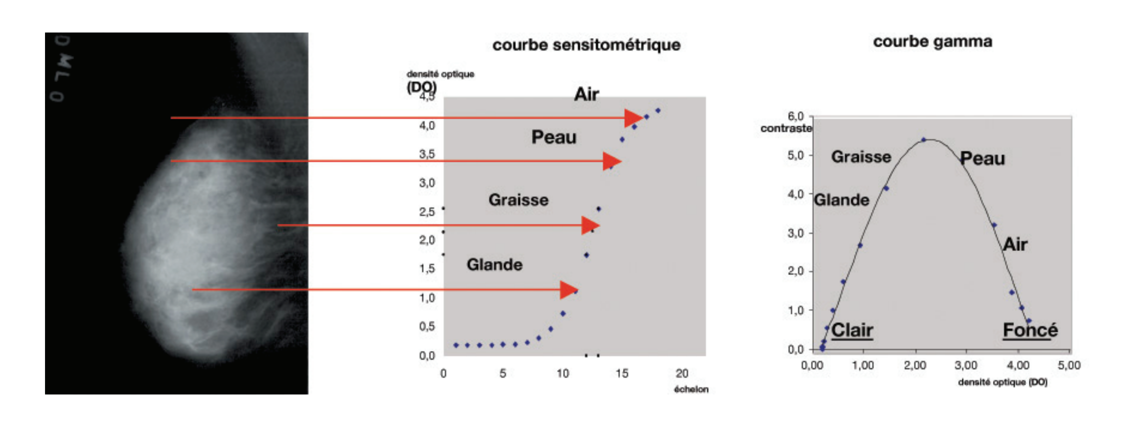
À partir de la courbe sensitométrique, nous avons calculé la densité optique (DO) moyenne entre les échelons 12 et 13. Calculer la DO moyenne entre chacun des points permet d'établir la courbe gamma.

Sur le graphique de la courbe gamma, les valeurs de contraste obtenues pour chaque point de calcul sont associées à la densité optique moyenne de l'intervalle considérée sur la courbe sensitométrique. Pour chaque point de calcul,

$$\text{contraste} = \frac{\Delta\ \text{DO}}{\text{Log}\ (\sqrt{2})} = \frac{\Delta\ \text{DO}}{0{,}15}$$

Note : *En partant d'un film de mammographie, on peut établir la relation entre les différentes densités visibles sur l'image et les courbes sensitométrique et gamma du film (voir la figure 8).*

FIGURE 8 : LA SENSITOMÉTRIE ET L'IMAGE RADIOLOGIQUE (EXEMPLE)



13. Comparer la courbe gamma obtenue avec la courbe typique du fabricant du film. Si les courbes présentent des différences appréciables, soit que le contraste maximum est inférieur à la courbe typique du fabricant ou que la position sur le graphique du contraste maximum se situe en dehors de la zone indiquant les densités optiques habituellement utilisées, faire des recommandations concernant les ajustements qui permettront de rendre optimal le système de développement.

14. Noter ses commentaires sur le formulaire (annexe 7).

Critères de performance et mesures correctives

Suivi sensitométrique dans le centre



SENSITOMÉTRIE

Voile de base maximal
V = 0,25 DO

Densités optiques
D entre 1,6 et 2,0 DO

L’équipe de mammographie (technologue, radiologiste, technicien de service, physicien) doit s’assurer de la plus grande efficacité du système de développement utilisé dans le centre. Un tableau regroupant certains problèmes liés au développement et leurs solutions se trouve à l’annexe 28.


Évaluation des conditions de développement par le physicien

- ❑ Habituellement, la densité optique optimale pour un film à haut contraste se situe entre 1,6 et 2,0 selon le film utilisé.

- ❑ Le voile de base maximal est 0,25 DO.

- ❑ En comparant la courbe gamma obtenue avec celle du fabricant, on peut s’assurer que les conditions de développement qui valent dans le centre permettent d’obtenir un contraste adéquat sur les films utilisés pour les mammographies. Si le physicien constate que le développement est sous-optimal, il indiquera la densité optique optimale et le contraste optimal pour le film utilisé selon les recommandations du fabricant. L’aire sous la courbe gamma fournit également une bonne indication de la performance du film et du développement. Idéalement, la courbe gamma devrait atteindre un contraste de 5 et montrer un étalement en rapport avec la densité optique utilisée habituellement.

- ❑ Le physicien fera les recommandations appropriées s’il constate un mauvais fonctionnement du sensitomètre ou du densitomètre du centre.



4.1.2. La réponse des récepteurs numériques (plage dynamique)

Note : *Le présent test permet de vérifier la fonction de réponse d'un système numérique DR ou CR.*

Objectifs

– Vérifier la linéarité de la réponse du système numérique.

– Établir la relation entre l'exposition à l'entrée et le niveau du signal du système numérique.

– Évaluer le bruit du système numérique.

Note : *Il est important d'établir la relation entre l'exposition à l'entrée et la réponse du système numérique, car les systèmes numériques normalisent les expositions en ajustant automatiquement le gain.*

Matériel requis

– Des absorbants d'acrylique ou de matériel BR-12 totalisant des épaisseurs de 4 cm et de 6 cm permettant de couvrir toute la surface du détecteur ;

– un formulaire intitulé *Traitement de l'image – Système numérique : la réponse des récepteurs numériques ou plage dynamique* (annexe 7a).

Procédure et précautions

Note : *Pour un système CR, le physicien doit se référer aux indications du fabricant concernant le mode à sélectionner sur le lecteur de plaques.*

1. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm d'épaisseur sur le récepteur, de façon à couvrir entièrement la surface du détecteur ou du récepteur d'image.

2. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques valant pour une épaisseur de 4 cm. Appliquer la tension habituellement utilisée pour les mammogrammes.

3. Exposer et noter sur le formulaire (annexe 7a), la charge du tube (en mAs) sélectionnée pour l'exposition.

4. À l'aide de l'outil d'analyse statistique, mesurer la valeur moyenne des pixels et l'écart-type dans une région d'intérêt standard (Region-Of-Interest (ROI) de 4 cm^2). Les mesures doivent être effectuées sur des images non traitées.

5. Faire quatre autres expositions en variant la charge du tube (mAs) de 1/10 de la charge appliquée à la première exposition jusqu'à 5 fois cette charge. Noter les résultats.

6. Répéter la procédure (étapes 1 à 5) pour toutes les combinaisons anode-filtre employées habituellement pour les mammogrammes en utilisant le kVp et l'épaisseur du sein indiqué dans la charte technique du centre, pour chacune de ces combinaisons.

7. Produire un graphique pour chaque combinaison anode-filtre.

8. À partir des résultats obtenus, calculer l'exposition à l'entrée et l'inscrire sur le formulaire.

   Note : *Le physicien doit vérifier que la réponse du système numérique, linéaire ou logarithmique, correspond aux normes du fabricant.*

Analyse et interprétation

Évaluation de la linéarité

– *Pour les systèmes linéaires*, produire le graphique de la valeur moyenne des pixels en fonction de la charge (en mAs).

– *Pour les systèmes logarithmiques*, produire le graphique de la valeur moyenne des pixels en fonction du logarithme de la charge (en mAs).

– Évaluer la linéarité de la réponse en effectuant la régression linéaire des données et déterminer l'ordonnée à l'origine pour vérifier l'existence d'un décalage (excentrement) de la courbe sur

le graphique. Ce décalage est représenté par la constante d'excentrement (C).

– Calculer le coefficient de corrélation au carré (R^2).

Évaluation du bruit

– *Pour les systèmes linéaires*, produire le graphique du carré du rapport signal sur bruit (RSB^2) en fonction de la charge (en mAs).

– *Pour les systèmes logarithmiques*, produire le graphique de l'écart-type au carré (σ^2) en fonction de l'inverse de la charge (en mAs) appliquée.

– Évaluer la linéarité en effectuant la régression linéaire.

– Calculer le coefficient de corrélation au carré (R^2).

Note : *La non-linéarité indique la présence d'un bruit autre que le bruit quantique.*

Critères de performance et mesures correctives

❑ *Évaluation de la réponse du système numérique*

Le coefficient de corrélation au carré (R^2) devrait être supérieur à 0,99 pour assurer une linéarité adéquate sur la plage dynamique du système numérique.



PLAGE DYNAMIQUE

Réponse du système
$R^2 > 0,99$

Bruit du système
$R^2 > 0,99$

❑ *Évaluation du bruit du système numérique*

Le coefficient de corrélation au carré (R^2) devrait être supérieur à 0,99 pour assurer l'absence de bruit additionnel au bruit quantique.

❑ Si le système ne répond pas aux critères de performance, le physicien doit en rechercher la cause et en référer au fabricant.

Note : *L'information concernant la réponse du récepteur permet d'évaluer la dose reçue en relation avec l'exposition. Cette information est très importante puisqu'une surexposition des tissus n'apparaîtra pas sur l'image, contrairement à ce qui se produit en mammographie classique. En effet, l'appareil compense pour une exposition sous-optimale avant d'afficher l'image sur le moniteur.*



4.2. LA CONSERVATION DES FILMS (RÉTENTION DU FIXATEUR)

Objectif

Vérifier la quantité de fixateur résiduel (hypo) sur le film après son développement dans le but d'assurer la stabilité de l'image et la bonne conservation du film à long terme (archivage).

Matériel requis

– Une trousse de mesure du fixateur résiduel (hypotest), laquelle contient une charte colorimétrique et une solution d'essai de fixateur résiduel (*Kodak Hypo Estimator* ou l'équivalent) ;
– un chronomètre ;
– un papier blanc ;
– un formulaire *Chambre noire et conservation des images* (annexe 6).

Procédure et précautions

Note : *Le test s'effectue sous un éclairage atténué. Il faut donc éviter la lumière du jour et les fluorescents.*

1. Développer un **film non exposé** ou utiliser la partie non exposée du film de sensitométrie.
2. Placer le film sur un papier blanc.
3. Faire tomber une goutte de solution d'essai sur le **côté émulsionné** du film.

Note : *Cette solution provoque un vieillissement accéléré du film, effet qui permet de vérifier si le fixage est bon. Il faut conserver cette solution dans une bouteille de couleur foncée et à l'abri de la lumière. Le fabricant recommande de la remplacer tous les deux ans.*

4. Encercler, avec un crayon indélébile, la région qui fait l’objet du test.

5. Laisser reposer la solution sur le film pendant **deux minutes**.

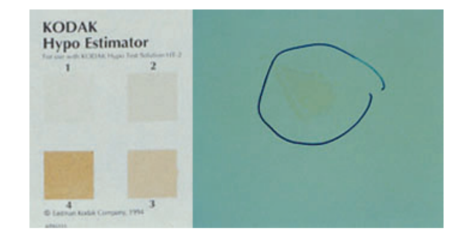
6. Éponger l’excédent de solution.

7. Comparer la tache jaunâtre obtenue dans la zone du test (voir la figure 9) avec les plages de la charte colorimétrique (petit film témoin comparatif fourni dans la trousse). S’assurer de conserver la charte dans son enveloppe avec son papier blanc pour l’interprétation. La comparaison doit être faite immédiatement ; un délai pourrait fausser le résultat.

8. Déterminer quelle plage de la charte est de teinte égale ou plus foncée que la tache du film. La teneur du fixateur est alors égale ou inférieure à celle qui correspond à cette plage de la charte. Inscrire le résultat sur le formulaire (annexe 6).

9. Dans le cas d’un film à double émulsion, reprendre la procédure (étapes 2 à 8) pour l’autre côté du film, soit l’autre émulsion.

FIGURE 9 : LE TEST DE RÉTENTION DU FIXATEUR



Critères de performance



❑ La quantité de fixateur résiduel ne doit pas dépasser **0,05 g/m^2**, selon les normes du fabricant.

Note : *Cette limite est différente de celle de 0,02 g/m^2 qui est permise en radiodiagnostic conventionnel.*

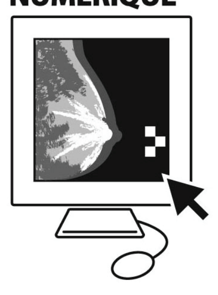
- Si le résultat est supérieur à 0,05 g/m^2, il faut effectuer le test de nouveau.

- Si le résultat demeure supérieur à 0,05 g/m^2, il faut chercher la cause du problème et prendre les mesures correctives qui s'imposent.

  Note : *Une teneur élevée de fixateur résiduel résulte habituellement d'un défaut de lavage du film, d'une eau trop froide ou d'un taux trop élevé de régénération du fixateur.*

- Les corrections doivent être apportées par le centre à l'intérieur de 30 jours suivant la date du test.





4.3. LES CONDITIONS D'AFFICHAGE ET DE LECTURE

Comme la perception des contrastes est affectée par la lumière ambiante et que le contraste joue un rôle fort important en mammographie, il faut que les conditions d'affichage et de lecture des mammogrammes soient adéquates.

Les conditions de lecture peuvent être optimisées en réduisant le plus possible l'éclairement de la pièce et en prévenant l'éblouissement par la lumière ambiante ou les conditions d'affichage.

En mammographie classique, l'éblouissement peut provenir des zones non exposées des films ou des plages des négatoscopes non recouvertes de mammogrammes.

En mammographie numérique, la réflexion possible du moniteur et la lumière ambiante peuvent réduire la visibilité de certaines lésions à bas contraste. Ainsi, pour que l'on puisse mieux distinguer les contrastes faibles sur l'échelle dynamique, le niveau de lumière ambiante doit être bas. Selon la luminance minimale (L_{min}) du moniteur et selon la réflexion, l'éclairement de la pièce pourrait être de moins de 10 lux pour la lecture des images numériques.

Note : *L'évaluation de la lumière ambiante doit se faire dans les conditions valant habituellement pour la lecture des images. À cet effet, l'éclairement de la pièce et l'utilisation de négatoscopes ou d'autres types d'équipement doivent être les mêmes au moment de l'évaluation par le physicien.*

Mammographie **CLASSIQUE**

4.3.1. La vérification des négatoscopes et des conditions de lecture

La vérification des négatoscopes et de l'éclairement de la pièce permet de s'assurer que les conditions sont optimales pour la lecture des mammogrammes.

Objectifs

- Mesurer la luminance des négatoscopes utilisés en mammographie et l'éclairement des salles de lecture.
- Vérifier la présence et l'utilisation de matériel tel que les caches ou les volets intégrés au négatoscope et les loupes.
- Évaluer les conditions pour la lecture des mammogrammes.

Note : *Lorsque la technologie numérique est utilisée pour réaliser les mammogrammes, les négatoscopes doivent être vérifiés s'ils sont utilisés pour la lecture des mammogrammes antérieurs, aux fins de comparaison.*

Matériel requis

- Un photomètre ;
- quatre caches percés d'une ouverture (voir la section 1.7, b) ;
- des caches noirs sans ouverture ;
- un formulaire *Vérification des négatoscopes et des conditions de lecture* (annexe 8).

Procédure et précautions

Avant de procéder au test qui suit, il faut s'assurer de reproduire les conditions de lecture habituelles valant dans le centre de mammographie :

- en utilisant les caches ou les volets des négatoscopes ;

– en interceptant ou non la lumière extérieure, si la salle de lecture est dotée de fenêtres, par exemple l'utilisation d'une toile ;

– en éteignant ou non les autres négatoscopes en fonction dans la pièce.

Luminance des négatoscopes

1. Numéroter chaque plage de négatoscope utilisée pour la mammographie. Nous recommandons de toujours les numéroter dans le même ordre, par exemple, de gauche à droite, en commençant par la rangée du haut (voir la figure 10). L'étiquetage des plages pourra faciliter le suivi des recommandations qui concernent l'entretien des négatoscopes.

   Note : *Il est préférable d'allumer les négatoscopes à évaluer au moins dix minutes avant leur vérification.*

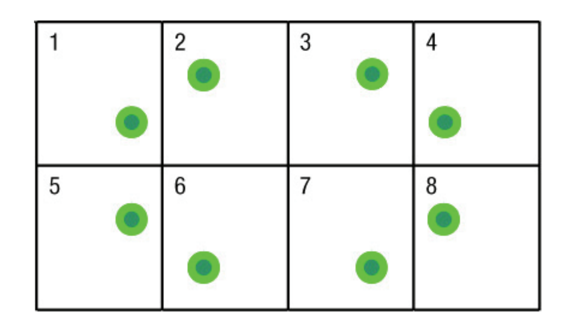
FIGURE 10 : NUMÉROTATION DES PLAGES DU NÉGATOSCOPE

1	2	3	4
5	6	7	8

2. Placer les caches percés d'une ouverture sur le négatoscope, sur une seule rangée, pour simuler la lecture d'un examen complet de mammographie (4 films), en jumelant les caches comme pour lire les mammogrammes (voir la section 1.8). Varier la position de l'ouverture du cache, soit en bas ou en haut, en évitant de placer l'ouverture aux extrémités non utilisées des plages (voir la figure 11). Cette façon de procéder permet de vérifier l'ensemble des zones habituellement utilisées sur le négatoscope de mammographie.

3. Mesurer la luminance avec le photomètre au centre de chaque ouverture des caches.

FIGURE 11 : DISPOSITION DES CACHES POUR ÉVALUER LA LUMINANCE



4. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 8).

5. Procéder de la même façon pour chaque négatoscope de mammographie utilisé dans le centre.

   Note : *Au moment de vérifier un négatoscope à défilement automatique (souvent appelé rolloscope ou alternateur panoramique), seulement les huit plages apparentes devront faire l'objet d'une mesure de la luminance puisque la source lumineuse est la même pour chaque groupe de plages qui se positionnera en alternance. Toutefois, le physicien vérifiera visuellement les autres plages afin de s'assurer que le matériau n'est pas jauni ou altéré d'une façon qui pourrait nuire à la lecture des films.*

Éclairement de la salle de lecture

Avant d'évaluer l'illuminance ou l'éclairement de la salle de lecture, il faut s'assurer de respecter les conditions habituelles de la salle de lecture en fermant ou non les portes et les rideaux, s'il y a lieu.

1. Éteindre les négatoscopes.

2. Placer le photomètre à plat au centre du négatoscope et orienter le capteur d'éclairement en direction de la position du radiologiste. Il faut veiller à ne pas se tenir directement devant le senseur afin de ne pas affecter la mesure.

3. Mesurer l'éclairement en lux et noter le résultat sur le formulaire (annexe 8).

Critères de performance et mesures correctives



NÉGATOSCOPE

Luminance minimale
3 000 nits

Uniformité
± 10 % de la moyenne de l'ensemble des plages

- ❑ La luminance des négatoscopes devrait se situer entre 3 500 et 6 000 nits (cd/m^2) ; toutefois, elle ne doit pas être inférieure à 3 000 nits (cd/m^2) pour tous les points de mesure.

- ❑ La luminance de chaque plage du négatoscope ne doit pas varier de plus de 10 % de la moyenne des luminances de l'ensemble des plages.

- ❑ L'homogénéité de la luminance des négatoscopes, c'est-à-dire la variation de la luminance d'un négatoscope à un autre, ne devrait pas varier de plus de 15 %. Ainsi, la luminance moyenne du négatoscope utilisé par les technologues, si celui-ci est différent de celui qu'emploie le radiologiste pour la lecture des mammogrammes, ne devrait pas être supérieure ou inférieure de plus de 15 % par rapport à la luminance moyenne des négatoscopes utilisés pour la lecture. Si certains négatoscopes sont munis d'un rhéostat, la position de référence sur le sélecteur, laquelle indique la luminance à respecter selon les normes, doit être indiquée dans le rapport du physicien afin de guider le radiologiste.

  Note : *La même règle devrait s'appliquer à la* ***lecture centralisée*** *des films, c'est-à-dire lorsque des mammogrammes sont pris dans différents centres de mammographie et lus dans un seul centre.*



NÉGATOSCOPE

Luminance
Entre 3 500 et 6 000 nits

Homogénéité
± 15 %

- ❑ Les surfaces des négatoscopes doivent être disposées et orientées de manière à ne pas réfléchir la lumière venant d'autres négatoscopes, de luminaires ou de fenêtres, par exemple.

- ❑ L'éclairement dans la salle de lecture ne doit pas dépasser 50 lux et il devrait être beaucoup plus bas pour la lecture des images numériques.

- ❑ Des caches, intégrés ou non aux négatoscopes, et des loupes doivent être disponibles pour la lecture des mammogrammes.

- ❑ Il est suggéré d'utiliser des néons du type *cool white* ou *daylight.*

Mammographie
NUMÉRIQUE

4.3.2. La vérification des moniteurs et des conditions de lecture

Objectifs

- Vérifier l'éclairement des salles de lecture.
- S'assurer d'une bonne résolution spatiale et d'un bon contraste de l'image.
- S'assurer que l'image ne présente pas de distorsion géométrique.
- Vérifier la plage des luminances et son uniformité.
- Vérifier la présence d'artéfacts.

Matériel requis

Note : *Les stations de visualisation et de diagnostic devraient permettre d'accéder facilement aux mires (*test patterns*) du* Task Group 18 *de l'American Association of Physicists in Medicine et aux autres mires utiles pour vérifier les moniteurs.*

- Les mires suivantes du *Task Group 18* de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM)[15] :
  - la mire TG18-QC (recommandée, ou la mire SMPTE de la Society of Motion Picture and Television Engineers), pour faire l'évaluation globale des moniteurs et vérifier la distorsion géométrique,
  - la mire TG18-CT, pour faire l'évaluation visuelle des transferts de contraste associés à la réponse lumineuse,
  - les mires TG18-UNL10, TG18-UNL80 et TG18-UN80, pour vérifier l'uniformité de la luminance ainsi que la réponse lumineuse et la présence d'artéfacts,
  - les mires TG18-LN12-01 à 18 pour évaluer la réponse de contraste du moniteur ;

15. Les mires sont accessibles à l'adresse suivante : http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18. Elles peuvent être téléchargées. Il est préférable d'utiliser le format DICOM de 2 Ko lorsqu'il existe.

- un photomètre avec sonde télescopique, pour prendre en compte l'influence de la lumière ambiante ;
- une feuille de calcul pour la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM ou *Grayscale Standard Display Function* ou GSDF[16] ;
- les formulaires suivants :
  - *Évaluation des moniteurs – Évaluation globale de la qualité de l'affichage et de l'éclairement de la salle* (annexe 9),
  - *Évaluation des moniteurs – Évaluation visuelle et quantitative des distorsions géométriques* (annexe 9a),
  - *Évaluation des moniteurs – Évaluation visuelle et quantitative de l'uniformité de la luminance* (annexe 9b),
  - *Évaluation des moniteurs – Fonction d'affichage de gris standardisée DICOM ou* Grayscale Standard Display Function *ou GSDF* (annexe 9c).

Note : *Pour procéder à la vérification du moniteur même si le poste de travail ne permet pas d'avoir accès aux mires, le physicien peut les enregistrer sur un support informatique tel qu'un CD ou une clé USB. En plus de ces mires, le support informatique contiendra un logiciel de visualisation – par exemple Offis, qui est du domaine public et qui permet tant de visualiser que de transférer les images en format DICOM sur la base des données locale avant de procéder à la lecture sur le logiciel maison. Une autre méthode consiste à utiliser un logiciel d'analyse autonome, c'est-à-dire un logiciel auto-exécutable qui ne requiert pas d'installation sur le poste de travail. À titre d'exemple, ImageJ est un logiciel autonome du domaine public qui fonctionne sous Windows et qui permet la visualisation d'images en format DICOM. Cette méthode pourrait cependant produire des écarts quant aux résultats puisque ce n'est pas le logiciel intégré au moniteur du mammographe. Il sera important de vérifier cette éventualité avant de faire l'analyse des résultats.*

---

16. Une feuille de calcul pour évaluer la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM est accessible à l'adresse suivante : http://www.euref.org.

Étapes initiales de l'évaluation des moniteurs

Note : *Pour que le physicien puisse commencer ses tests, le moniteur devrait être en fonction depuis environ 30 minutes (voir les recommandations du fabricant) afin que l'électronique se stabilise.*

1. Vérifier si l'équipement permet d'avoir accès aux mires (*test patterns*) du *Task Group 18* de l'AAPM et aux autres mires utiles.

2. S'assurer que les postes de travail satisfont aux normes de l'ergonomie (voir la section 1.6.2).

3. S'assurer de la propreté du moniteur et qu'il est en fonction.

4. Évaluer la luminance maximale (L'_{max}) et la luminance minimale (L'_{min}) afin de s'assurer que le moniteur est bien configuré.

   – Afficher la mire TG18-QC et évaluer le patron de la mire dans les conditions normales de lecture des mammogrammes.

   – Mesurer la luminance maximale (L'_{max}) dans le carré le plus pâle des 16 niveaux de luminance du patron (voir le niveau 16 à la figure 12). L'_{max} prend en compte la lumière ambiante.

   – Mesurer la luminance minimale (L'_{min}) dans le carré le plus foncé du même patron (voir le niveau 1 à la figure 12). L'_{min} prend en compte la lumière ambiante.

     Note : *Les mires TG18-LN12-01 et TG18-LN12-18 peuvent aussi être employées pour mesurer la luminance minimale et la luminance maximale du moniteur.*

   – La luminance minimale obtenue (L'_{min}) ne devrait pas être inférieure à 1 cd/m^2. Le rapport de luminance ($LR' = L'_{max} / L'_{min}$) doit être d'au moins 250 pour un moniteur de classe primaire et d'au moins 100 pour un moniteur de classe secondaire. Dans le cas contraire, le physicien devra configurer le moniteur avant d'effectuer les tests et informer le responsable du centre des changements possibles en ce qui a trait au contraste et à la luminosité, le cas échéant.

Note : *Le physicien se référera aux recommandations du fabricant pour configurer le moniteur. Toutefois, si le physicien ne peut en obtenir la description, nous lui suggérons la méthode décrite ci-dessous.*

Configuration du moniteur

– Afficher la mire TG18-QC.

– Placer les curseurs du contraste et de la luminosité (*brigthness*) à la position *minimum*.

– Augmenter d'abord la luminosité pour établir la luminance minimale désirée. Si aucune valeur n'a été déterminée, la luminosité devrait être augmentée jusqu'à ce que les contours de l'image ou les lignes de trame soient à peine visibles.

– Augmenter le contraste pour obtenir la luminance maximale désirée sans causer d'éblouissement, en jugeant du résultat à l'aide des patrons Cx de la mire TG18-QC (voir la figure 12).

Procédure et précautions

Évaluation globale de la qualité de l'affichage : la résolution spatiale, le contraste, la distorsion géométrique et les artéfacts

Évaluation visuelle

Note : *Le patron de la mire devrait remplir tout l'espace d'affichage.*

1. Afficher la mire à usage multiple TG18-QC (voir la figure 12).

2. Vérifier que les caractéristiques de la mire sont visibles sur le moniteur.

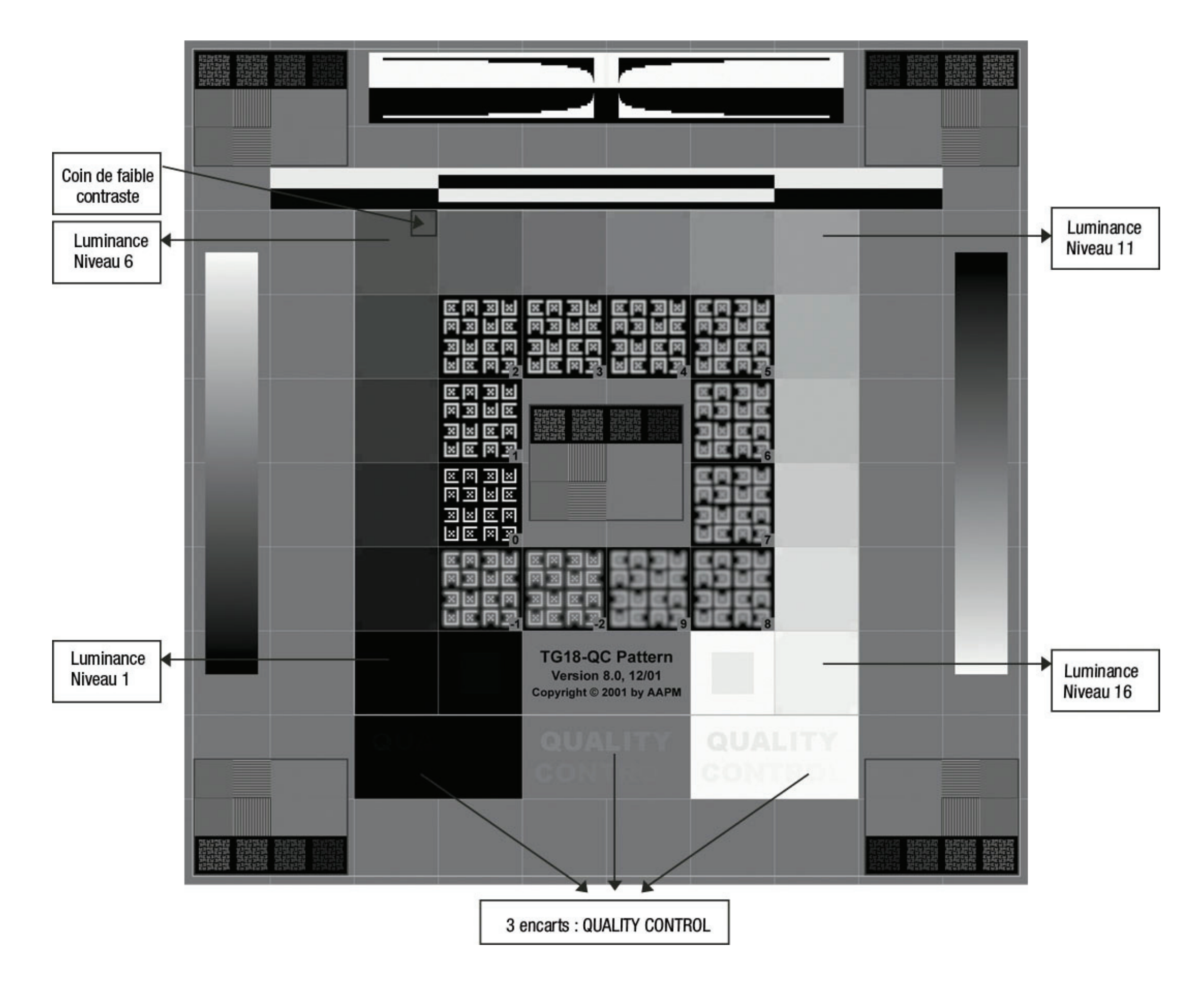
3. Noter les observations sur le formulaire relatif à l'évaluation globale de la qualité de l'affichage et de l'éclairement de la salle (annexe 9).

4. Vérifier que l'image ne présente pas de distorsions géométriques.

   Si des problèmes liés à la déformation géométrique sont constatés, il faut mesurer ces déformations selon la méthode décrite à la sous-section suivante (Évaluation quantitative de la distorsion géométrique). Il est important que l'affichage soit conforme à ce qu'il devrait être **avant** d'entreprendre tout autre test sur le moniteur.

5. Si l'imprimante doit être vérifiée, imprimer l'image et se référer à la section 4.3.3 – l'évaluation de la distorsion géométrique et du contraste de l'image imprimée – pour la procédure à suivre.

FIGURE 12 : LA MIRE TG18-QC



Mire proposée par le Task Group 18 *de l'American Association of Physicists in Medicine*

Le patron de la mire TG18-QC est l'équivalent de celui de la mire SMPTE proposée par la Society of Motion Picture and Television Engineers. Il possède plusieurs éléments permettant l'évaluation globale des moniteurs utilisés en imagerie médicale.

FIGURE 13 : LA MIRE SMPTE

Mire proposée par la Society of Motion Picture and Television Engineers

Caractéristiques de la mire TG18-QC :

– De minces lignes (1 pixel) et des lignes plus épaisses (3 pixels) à la périphérie de la mire ainsi qu'autour de la région centrale, pour l'évaluation des distorsions géométriques.

– Seize plages de luminance, avec des valeurs de pixels variant de 128 à 3 968, pour l'évaluation de la réponse de luminance du moniteur. Chaque plage comprend 4 petits carrés ayant ± 64 pixels de différence avec le fond. La majorité de ces petits carrés doit être visible sur le moniteur.

– Des patrons de paires de lignes situés au centre et aux quatre coins, à la fréquence de Nyquist et à la demi-fréquence de Nyquist, pour l'évaluation de la résolution.

– Des patrons Cx (4 patrons) au centre et aux quatre coins, avec des valeurs correspondant à 100 %, à 75 %, à 50 % et à 25% de la valeur maximale des pixels, pour l'évaluation de la résolution. Tous ces patrons Cx doivent être visibles sur le moniteur.

– Les lettres *QUALITY CONTROL*, variant du minimum (vers le milieu) au maximum des valeurs de pixels, pour l'évaluation du faible contraste à trois niveaux de luminance. Les trois inscriptions doivent être visibles.

– Deux barres verticales, dont les valeurs de pixels ont une variation continue, pour l'évaluation de la profondeur de bit et des artéfacts de contour.

– Des barres noires et blanches, pour l'évaluation des artéfacts de signaux vidéo.

– Une zone horizontale, pour la caractérisation visuelle de l'interférence entre deux signaux (*crosstalk*) dans les moniteurs à cristaux liquides (LCD).

– Une bordure autour de l'extérieur du patron, similaire à celle de la mire SMPTE.

Note : *Si les seize plages de luminance, la majorité des coins de faible contraste et les trois encarts* QUALITY CONTROL *ne sont pas visibles sur l'image, il faut vérifier la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (*Grayscale Standard Display Function – *GSDF) avec les mires TG18-LN12.*

TABLEAU 13 : DESCRIPTION DU PATRON DE LA MIRE TG18-QC

Mire TG18-QC	Nombre de pixels et localisation	Valeur des pixels
Arrière-plan	2 048 x 2 048	2 048
Quadrillé	Espace : 204 x 204 Largeur : 1 (3 autour de la région centrale)	3 071
Plage de luminance : – 16 niveaux – coins de faible contraste – niveaux min. et max. de luminosité – niveaux min. et max. de contraste	 204 x 204 20 x 20 204 x 204, région centrale inférieure 102 x 102, centré dans les plages min/max	 128, 384, …, 3 968 64 en haut à gauche et en bas à droite 64 en bas à gauche et en haut à droite 0 et 4 095 Min. : 0/205 ; max. : 3 890/4 095
Paires de lignes grille horizontale et verticale	92 x 92 ; fréquence de Nyquist (1 ON, 1 OFF) et demi-fréquence de Nyquist (2 ON, 2 OFF), au centre et aux quatre coins du patron	Contraste élevé : 0, 4 095 Contraste faible : 2 048, 2 088
Patrons Cx : – ensemble de mesures – ensemble de marqueurs (12 niveaux de flou) avec lesquelles les patrons Cx du centre et des quatres coins seront comparés.	 92 x 92, au centre et aux quatre coins du patron 190 x 190, augmentant dans le sens des aiguilles d'une montre (-2, -1, 0, 1, …, 9)	 4 095, 3 071, 2 048, 1 024 Contraste maximum à l'entrée
Rampes de luminance	1 024 x 28, alignées verticalement sur les côtés gauche et droit du patron Nombre de lignes de valeurs constantes : 4 pour 8 bit, 1 pour 12 bit	1 Ko : 0, 8, …, 4 088 2 Ko : 0, 4, …, 4 092
Fenêtre blanche et noire : – extérieure – intérieure	 1 629 x 50, dans la région centrale supérieure 813 x 50, dans la région centrale supérieure	 205/3 890
Barres *Crosstalk*	1 152 x 172 (barre du haut) Longueur : 512, 256, …, 1 Hauteur : 6 Barre verticale centrale : 12 x 172	Contraste maximum : 0, 4 095 (- 96 dans les portions supérieures et + 96 dans les portions inférieures)
Lettres de faible contraste ***QUALITY CONTROL***	Lettres majuscules grasses : 45 pixels de haut, dans un arrière-plan uniforme en dessous de la région centrale	Arrière-plan : 0, 2 048, 4 095 Lettres à + 16 de l'arrière-plan
Bordure	Largeur : 3 ; cartouche : 20	3 071

TABLEAU 14 : ARRANGEMENT DES 16 NIVEAUX DE LUMINANCE ET DES PATRONS CX SUR LA MIRE TG18-QC

Niveau 6 1 048	Niveau 7 1 664	Niveau 8 1 920	Niveau 9 2 176	Niveau 10 2 432	Niveau 11 2 688
Niveau 5 1 152	Cx 2	Cx 3	Cx 4	Cx 5	Niveau 12 2 944
Niveau 4 896	Cx 1			Cx 6	Niveau 13 3 200
Niveau 3 640	Cx 0			Cx 7	Niveau 14 3 456
Niveau 2 384	Cx -1	Cx -2	Cx 9	Cx 8	Niveau 15 3 712
Niveau 1 128	0 / 5 % 0 / 205			100 / 95 % 4 095 / 3 890	Niveau 16 3 968

Évaluation quantitative de la distorsion géométrique

Note : *Si des distorsions géométriques sont observées, effectuer les mesures nécessaires pour en préciser le pourcentage. L'exactitude spatiale des distorsions géométriques peut être quantifiée à l'aide de la mire TG18-QC.*

Les distorsions géométriques proviennent d'aberrations qui font que l'image présentée à l'écran est différente de l'image originale sur le plan géométrique. Trois sortes de distorsions sont courantes avec les moniteurs dotés d'un tube à rayons cathodiques (CRT) : la distorsion en coussin (concave), qui fait apparaître concaves les côtés d'un rectangle, la distorsion convexe ou en barillet, qui fait apparaître convexes les côtés d'un rectangle, et la distorsion en rhombe, attribuable aux champs de déviation qui ne sont pas perpendiculaires entre eux, laquelle a pour résultat que l'aspect général de l'image n'est pas correct ou qu'il existe une non-linéarité à l'intérieur de l'image. Les distorsions des deux premières catégories peuvent être observées sur les bordures horizontales et verticales de la surface active d'affichage ; elles sont compensées par un ajustement magnétique ou électronique. Les distorsions non linéaires sont, quant à elles, à l'intérieur de la surface active d'affichage et causent des variations locales de la géométrie de l'image.

Certaines distorsions géométriques sont attribuables à un mauvais réglage du moniteur ou à un défaut d'appariement entre le format de l'image du moniteur et l'ordinateur. La mise à l'échelle de l'image est souvent une option si l'utilisateur veut recadrer le format de l'image, de façon à couvrir entièrement ou le plus possible la surface active de l'écran. Un format d'image convenable est presque garanti avec un mappage un pour un (pixel). Par contre, la mise à l'échelle de l'image dans les moniteurs à cristaux liquides (LCD) peut résulter en un mauvais format d'image.

Les champs magnétiques sont une cause de distorsions géométriques dans les moniteurs dotés d'un tube à rayons cathodiques (CRT). De plus, ces champs peuvent diminuer la résolution des moniteurs monochromes. Un test simple pour déterminer si les distorsions sont engendrées par les champs magnétiques est de faire pivoter le moniteur de 90 degrés (un quart de tour), par exemple, et de voir si la distorsion change.

Les distorsions géométriques peuvent être évaluées selon la quantité angulaire spatiale ou le déplacement 2D dans un patron pour test géométrique et exprimées en pixels, en millimètres ou en pourcentage de différence dans les diverses directions de la surface.

1. À l'aide d'une règle de plastique, mesurer la distance des carrés dans les directions verticale et horizontale, dans chacun des quatre quadrants du patron et dans le patron au complet (voir l'annexe 9a).

2. À l'intérieur de chaque quadrant, entre chaque quadrant et pour le patron entier, déterminer les déviations maximums (en pourcentage) entre les mesures dans chaque direction. Les pourcentages seront calculés en relation avec la plus petite valeur à comparer.

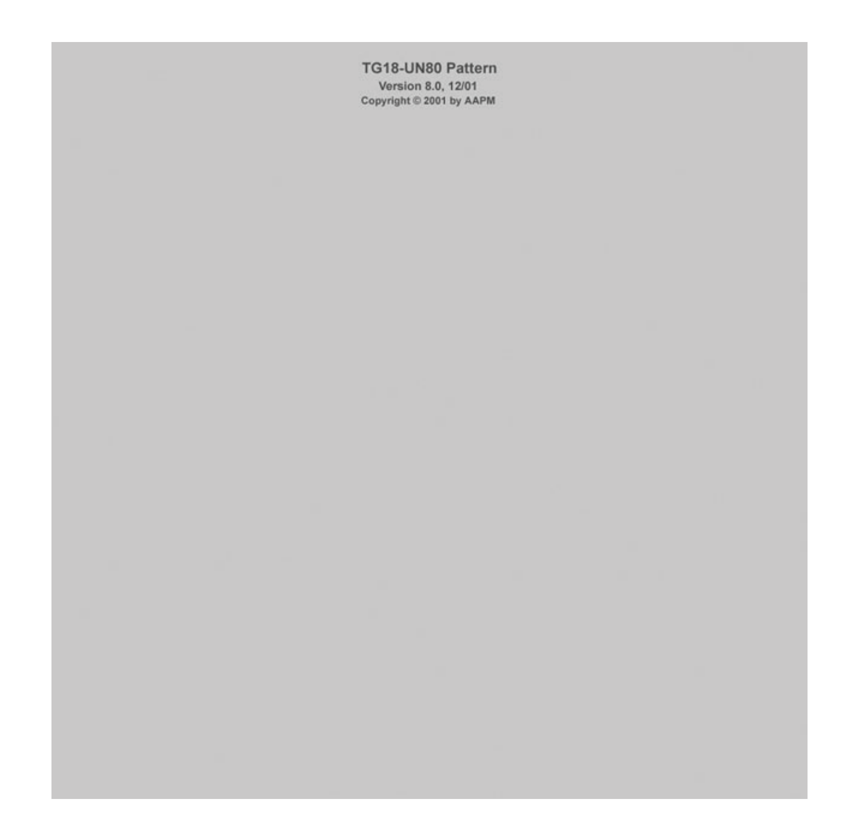
3. Inscrire les résultats sur le formulaire relatif aux distorsions géométriques du moniteur (annexe 9a).

Note : *Il est important que l'affichage soit conforme à ce qu'il devrait être avant d'entreprendre tout autre test sur le moniteur.*

Évaluation globale et recherche d'artéfacts

1. Afficher la mire TG18-UN80 (voir la figure 14) et observer l'ensemble de l'image.
2. Noter les commentaires sur le formulaire relatif à l'évaluation globale de la qualité de l'affichage et de l'éclairement de la salle (annexe 9).


FIGURE 14 : LA MIRE TG18-UN80



La luminance

Évaluation visuelle des transferts de contraste associés à la réponse lumineuse

La mire TG18-CT (voir la figure 15) est utilisée pour l'évaluation visuelle des transferts de contraste associés à la réponse de luminance du moniteur. Son patron se compose de 16 régions adjacentes variant de 3 % à 97 % de la luminance maximale (valeurs de pixels allant de 128 à 3 968), pour un niveau numérique maximal de 4 095 dans le cas d'une profondeur de 12 bits (voir le tableau 15).

1. Observer l'ensemble de l'image de la mire TG18-CT.
2. Évaluer les demi-cercles et les régions (4 coins) à l'intérieur des 16 carrés.
3. Noter les observations sur le formulaire relatif à l'évaluation globale de la qualité de l'affichage et de l'éclairement de la salle (annexe 9).

FIGURE 15 : LA MIRE TG18-CT

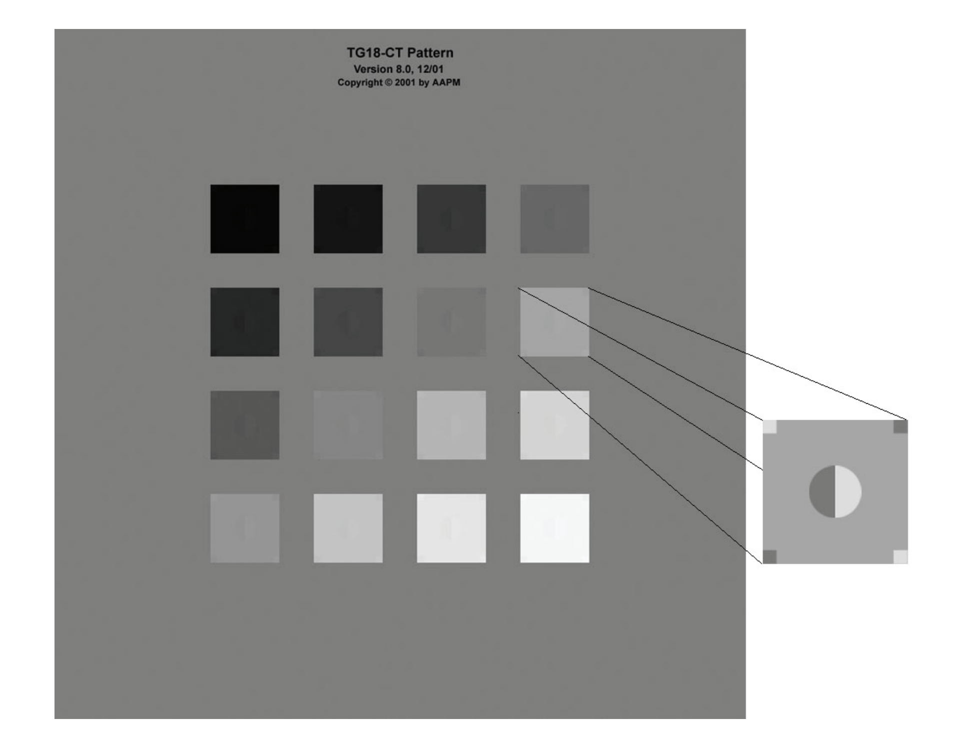


TABLEAU 15 : DESCRIPTION DU PATRON DE LA MIRE TG18-CT

Mire TG18-CT	Nombre de pixels et localisation	Valeur des pixels
Arrière-plan	1 024 x 1 024	2 048
Plages de luminance : – 16 niveaux également espacés	102 x 102, séparés de 51, ordonnés dans une matrice 4 x 4 ; incrémentation en zigzag diagonal, centré sur le patron	128, 384, …, 3 968
– coins de faible contraste	10 x 10, dans les 4 coins de chaque carré	+ 64 en haut à gauche et en bas à droite - 64 en bas à gauche et en haut à droite
– disque central à faible contraste (demi-lune)	Diamètre : 34	± 32 + sur la droite et - sur la gauche

Évaluation quantitative de l'uniformité de la luminance

L'évaluation quantitative de l'uniformité de la luminance est basée sur des patrons bien définis. Elle se fait à l'aide d'un photomètre, lequel permet de mesurer la réponse de luminance du moniteur à un nombre limité de valeurs.

Les mires TG18-UN et TG18-UNL sont utilisées pour évaluer l'uniformité de la luminance et la réponse lumineuse. Leurs principales caractéristiques font l'objet du tableau 16. Deux numéros de mires TG18-UNL se terminent par les chiffres 10 ou 80, lesquels indiquent que ces modèles sont respectivement à 10 % et à 80 % de la valeur maximale des pixels (voir la figure 16). Ces deux mires sont semblables à la mire TG18-UN80 (voir la figure 14), à l'exception qu'elles présentent des lignes délimitant le centre et les quatre coins. Cette dernière sert à l'évaluation visuelle de l'uniformité de la luminance et à l'évaluation globale de l'affichage.

FIGURE 16 : LA MESURE DE LA LUMINANCE À PARTIR DES MIRES TG18-UNL10 ET TG18-UNL80



TABLEAU 16 : DESCRIPTION DES MIRES TG18-UN ET TG18-UNL

Mires	Nombre de pixels et localisation	**Valeur des pixels**
Arrière-plan Bordures des régions	1 024 x 1 024 324 x 324 (10 % de l'aire totale) Largeur de 1 pixel	410 ou 3 276 2 048

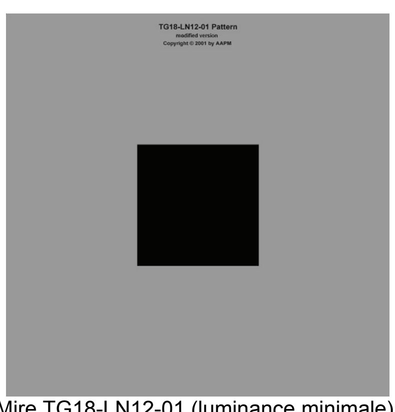
1. Prendre les mesures demandées sur le formulaire relatif à l'évaluation visuelle et quantitative de l'uniformité de la luminance (annexe 9b).
2. Noter les résultats et les observations sur le formulaire.
3. Si l'imprimante doit être vérifiée, imprimer les images et se référer à la section 4.3.3 – l'uniformité de la densité optique et les artéfacts – pour la procédure à suivre.

Note : *Si les tests précédents portant sur le contraste ont échoué (avec la mire TG18-QC ou avec la mire TG18-CT), le physicien doit vérifier la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (GSDF) avec les mires TG18-LN12, selon la procédure décrite ci-après.*

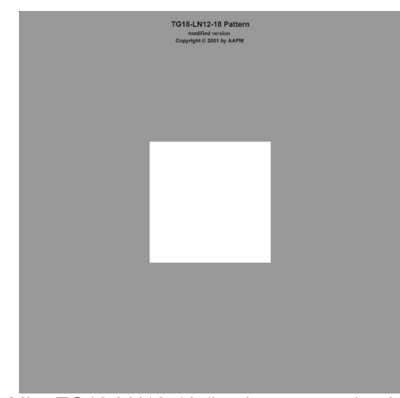
*La fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (*Grayscale Standard Display Function – *GSDF)*

Les mires TG18-LN12 sont utilisées pour évaluer la réponse de contraste d'un moniteur. La région centrale de chaque mire correspond à une valeur des pixels définie qui occupe environ 10 % de l'image entière. Cette valeur des pixels varie linéairement d'une mire à l'autre de la façon suivante : de 0 à 4080 niveaux de gris, par incrément de 240. Le reste du patron est un arrière plan uniforme ayant environ 20 % de la luminance maximale du moniteur.

FIGURE 17 : LES MIRES TG18-LN12 (01 - 18)



Mire TG18-LN12-01 (luminance minimale)



Mire TG18-LN12-18 (luminance maximale)

1. Afficher la mire TG18-LN12-01 à l'écran.

2. Mesurer la luminance au centre de la mire. Noter le résultat sur la feuille de calcul et sur le formulaire (annexe 9c).

3. Afficher les autres mires TG18-LN12 (02 à 18), une à la fois, et mesurer la luminance au centre de chacune sur l'écran.

4. Noter les résultats sur la feuille de calcul et sur le formulaire relatif à la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (annexe 9c).

   Les valeurs de luminance mesurées sur le moniteur doivent être corrigées pour obtenir une perception linéaire des tons de gris affichés afin d'en vérifier la concordance. Ainsi, elles doivent être transformées en indices JND à l'aide de la table du standard DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14). Les indices JND sont fixés pour les valeurs de L_{min} et L_{max}. Précisons ici que la luminance ambiante doit être additionnée aux valeurs L_{min} et L_{max} mesurée au cours du test.

Les indices JND correspondant aux valeurs intermédiaires sont calculés en tenant compte du fait que ces valeurs sont également réparties entre les valeurs de luminance minimum et maximum. Un graphique est ensuite produit en relation avec la réponse de luminance du standard DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14).

5. Noter l'écart (en pourcentage) de la réponse de contraste en comparaison avec la réponse de contraste de la GSDF.

Critères de performance

Évaluation globale de la qualité de l'affichage : la résolution spatiale, le contraste, la distorsion géométrique et les artéfacts



MONITEUR

Rapport de luminance (LR')
(classe primaire)
≥ 250
(classe secondaire)
≥ 100

Distorsion géométrique
≤ 2 % (classe primaire)
≤ 5 % (classe secondaire)

Variation entre moniteurs
L'_{max} ± 10 %

Artéfacts d'affichage
ALARA

- ❑ Le rapport de luminance (LR') doit être d'au moins 250 pour un moniteur de classe primaire et d'au moins 100 pour un moniteur de classe secondaire.

Évaluation visuelle

- ❑ Les caractéristiques observées sur la mire TG18-QC doivent être conformes aux résultats attendus.
- ❑ Les lignes doivent paraître droites, sans distorsions géométriques.
- ❑ La mire doit être à l'échelle afin que les lignes de grille forment des carrés.
- ❑ Aucun artéfact d'affichage pouvant nuire au diagnostic ne doit être toléré. Le principe ALARA (*as low as reasonably achievable*) s'applique (voir les critères de performance de la section 4.7.2).

Évaluation quantitative de la distorsion géométrique

- ❑ La déviation spatiale maximale ne devrait pas excéder 2 % pour un moniteur de classe primaire et 5 % pour un moniteur de classe secondaire.

Évaluation globale et la recherche d'artéfacts

- ❑ L'affichage devrait présenter une luminance uniforme et sans artéfacts qui pourraient nuire au diagnostic. Le principe ALARA (*as low as reasonably achievable*) s'applique (voir les critères de performance de la section 4.7.2).

La luminance

Évaluation visuelle



MONITEUR

Variation de luminance
< 1 cm

Uniformité de luminance
≤ 30 %

Échelle de gris (*GSDF*)
Conforme à la courbe théorique DICOM

Réponse de contraste
± 10 % de GSDF (classe primaire)

± 20 % de GSDF (classe secondaire)

- ❑ Tous les cercles et demi-cercles devraient être visibles sur la mire TG18-CT.
- ❑ Les coins à l'intérieur de chaque carré doivent être visibles en grande majorité (plus de 55 sur 64).

Évaluation quantitative de l'uniformité de la luminance

- ❑ La luminance doit paraître uniforme. Aucune variation de luminance ne devrait être observée sur une longueur de plus de 1 cm sur l'image de la mire affichée (TG18-UN80).
- ❑ La déviation maximale de la luminance sur un moniteur ne devrait pas excéder 30 % pour les mires.

*Fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (*Grayscale Standard Display Function – *GSDF)*

- ❑ Les moniteurs affichent les tons de gris de façon à permettre une perception linéaire de ceux-ci en conformité avec la norme NEMA PS 3.14.
- ❑ La réponse de contraste calculée devrait être à ± 10 % de la réponse de contraste de la GSDF pour un moniteur de classe primaire et à ± 20 % pour un moniteur de classe secondaire.

4.3.3. La vérification de l'imprimante



Note : *Les tests suivants permettent au physicien de vérifier la qualité d'impression des images présentées sur le moniteur. Il devrait y avoir une concordance entre les images imprimées et celles du moniteur. Le fabricant peut proposer des tests qui diffèrent en fonction des mires choisies ; il faut donc se référer à ses recommandations. Les tests proposés par le fabricant peuvent remplacer ceux qui sont décrits ci-dessous s'ils sont comparables. Le physicien jugera de la pertinence d'effectuer les tests proposés ici en remplacement. Cependant, dans tous les cas, les mires servant à l'évaluation de l'imprimante doivent être accessibles sur le système PACS et le chemin pour y avoir accès doit être connu par les utilisateurs (technologues et physiciens).*

Objectifs

– S'assurer de la constance de la qualité d'impression.

– S'assurer que l'image reproduite sur le film est comparable à celle du moniteur.

Matériel requis

– Les mires (*test patterns*) suivantes du *Task Group 18* de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM)[17] :

  ▪ la mire TG18-QC (recommandée, ou la mire SMPTE de la Society of Motion Picture and Television Engineers), pour faire l'évaluation globale de l'image, de la distorsion géométrique et du contraste,

  ▪ la mire TG18-PQC, pour vérifier la résolution et l'échelle de gris (*Grayscale Standard Display Function* – GSDF),

  ▪ les mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80, pour vérifier l'uniformité de la densité optique ;

– un densitomètre ;

17. Les mires sont accessibles à l'adresse suivante : http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18. Elles peuvent être téléchargées. Il est préférable d'utiliser le format DICOM de 2 Ko lorsqu'il existe.

– un photomètre avec sonde télescopique ;

– une feuille de calcul pour la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM ou *Grayscale Standard Display Function* ou GSDF)[18] ;

– les formulaires suivants :

  ▪ *Évaluation de l'imprimante – Évaluation visuelle et quantitative de la distorsion géométrique* (annexe 10),

  ▪ *Évaluation de l'imprimante – Vérification de la résolution, de l'échelle de gris et de l'uniformité de la densité optique* (annexe 10a).

Procédure et analyse

La distorsion géométrique

Évaluation visuelle

1. Afficher à l'écran la mire à usage multiple TG18-QC (voir la figure 12) et imprimer l'image.

2. Vérifier visuellement l'image imprimée. Elle ne doit pas présenter de distorsion géométrique.

3. Noter les observations sur le formulaire relatif à la distorsion géométrique (annexe 10).

Évaluation quantitative

Si des distorsions géométriques apparaissent, effectuer les mesures nécessaires pour en préciser le pourcentage (se référer à la section 4.3.2 pour la procédure à suivre). Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 10).

---

18. Une feuille de calcul pour évaluer la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM est accessible à l'adresse suivante : http://www.euref.org.

Le contraste

Évaluation visuelle

1. Vérifier que les caractéristiques suivantes de la mire TG18-QC (voir la figure 12) sont visibles sur l'image du moniteur et sur le film imprimé :
   - la majorité des coins de faible contraste dans les plages de luminance ;
   - les trois encarts *QUALITY CONTROL* ;
   - les seize niveaux des plages de luminance.
2. S'assurer qu'il n'y a pas d'artéfacts importants sur la copie imprimée.
3. Inscrire les commentaires sur le formulaire relatif aux distorsions géométriques (annexe 10).

Évaluation quantitative

Si le test effectué avec la mire TG18-QC pour vérifier le contraste a échoué, il faut vérifier la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (*Grayscale Standard Display Function* – GSDF) avec la mire TG18-PQC selon la procédure décrite ci-après.

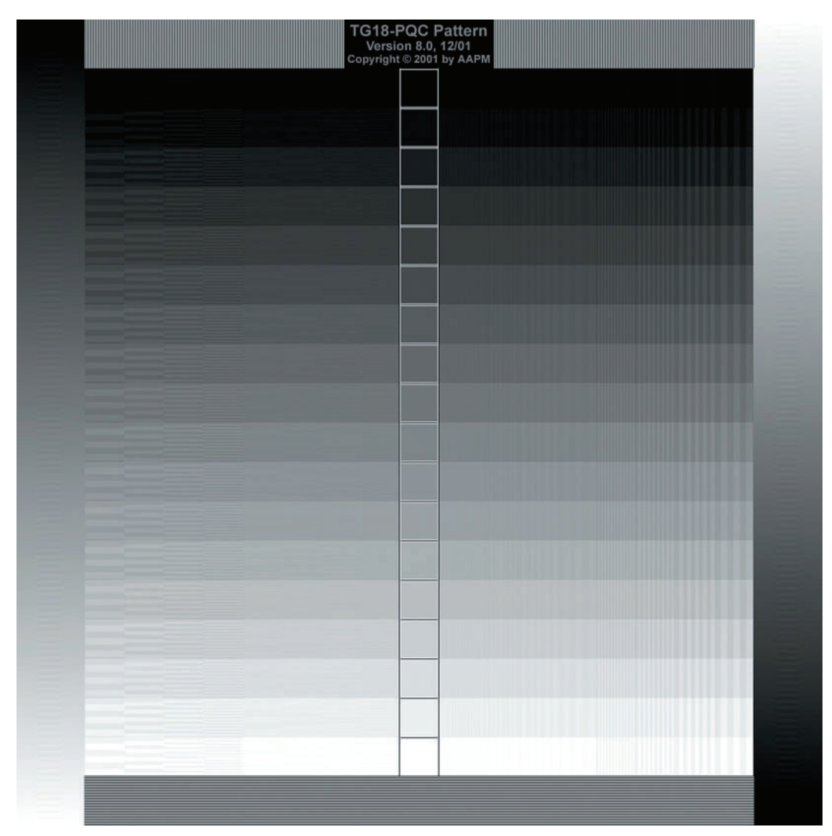
La résolution

Évaluation visuelle

1. Afficher à l'écran la mire TG18-PQC (voir la figure 18) et imprimer l'image ; cette mire permet de s'assurer que l'apparence des images imprimées est similaire à celle des images qui s'affichent sur le moniteur.
2. Comparer l'image imprimée avec celle du moniteur en observant les fines lignes horizontales et verticales. Les deux images devraient être semblables, les lignes étant droites et distinguables.

3. Noter les commentaires sur le formulaire relatif à la résolution, à l'échelle de gris et à l'uniformité de la densité optique (annexe 10a).

FIGURE 18 : LA MIRE TG18-PQC



*La fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (*Grayscale Standard Display Function – *GSDF)*

1. Mesurer, sur le film imprimé, la densité optique de chacun des 18 pas divisant la colonne centrale du film. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 10a).

   Note : *Chaque pas de 100 pixels par 100 pixels correspond à un ton de gris et la valeur des pixels varie linéairement d'une plage à l'autre de la façon suivante : de 0 à 4 080 niveaux de gris, par incrément de 240.*

2. Déterminer la GSDF à partir de la luminance correspondant à la densité optique obtenue sur les 18 pas du centre de la mire.

   Pour chaque pas (ton de gris), la relation entre la luminance (L) et la densité optique (DO) sur le film est :

   $$L = L_a + L_0 \times 10^{-DO}$$

   où L_a est la luminance produite par l'illuminance réfléchie sur le film aux conditions ambiantes et L_0, la luminance du négatoscope sans le film.

   ***Note :** Il n'est pas nécessaire de mesurer la luminance sur chaque négatoscope utilisé dans le centre. Le physicien se servira du négatoscope de mammographie le plus utilisé pour le diagnostic. Mentionnons ici que les valeurs mesurées pour un négatoscope standard sont d'environ : L_a = 10 nits et L_0 = 4 000 nits.*

   Les valeurs de luminance doivent être corrigées pour obtenir une perception linéaire des tons de gris affichés afin d'en vérifier la concordance. Ainsi, elles doivent être transformées en indices JND à l'aide de la table du standard DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14). Les indices JND sont fixés pour les valeurs de L_{min} et L_{max}. Précisons ici que la luminance ambiante doit être additionnée aux valeurs L_{min} et L_{max} mesurée au cours du test.

   Les indices JND correspondant aux valeurs intermédiaires sont calculés en tenant compte du fait que ces valeurs sont également réparties entre les valeurs de luminance minimum et maximum. Un graphique est ensuite produit en relation avec la réponse de luminance du standard DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14).

L'uniformité de la densité optique et les artéfacts

1. Mesurer la densité optique sur le film de l'image de la mire TG18-UNL10, aux cinq endroits déterminés à cet effet (voir l'annexe 10a).

2. Vérifier la présence d'artéfacts.

3. Noter les résultats et les commentaires sur le formulaire (annexe 10a).

4. Afficher la mire TG18-UNL80 (voir la figure 19) et répéter la procédure (étapes 1 à 3).

FIGURE 19 : MESURE DES DENSITÉS OPTIQUES À PARTIR DES MIRES TG18-UNL10 ET TG18-UNL80



Critères de performance



IMPRIMANTE

Distorsion géométrique
≤ 2 %

Réponse-contraste
± 10 % de GSDF

Résolution spatiale
Les principales lignes de la mire TG18-PQC doivent être distinguables.

La distorsion géométrique

Évaluation visuelle

- ❑ Les caractéristiques observées sur la mire TG18-QC doivent être conformes aux résultats attendus.
- ❑ L'apparence des images imprimées devrait être similaire à celle des images s'affichant sur le moniteur.
- ❑ Les lignes doivent paraître droites, sans distorsions géométriques.
- ❑ La mire doit être à l'échelle afin que les lignes de grille forment des carrés.

Évaluation quantitative

- ❑ La déviation spatiale maximale ne devrait pas excéder 2 %.

Le contraste

Évaluation visuelle

- ❑ Les caractéristiques suivantes de la mire TG18-QC (voir la figure 12) sont visibles sur l'image du moniteur et sur le film imprimé :
  - – la majorité des coins de faible contraste dans les plages de luminance ;
  - – les trois encarts *QUALITY CONTROL* ;
  - – les seize niveaux des plages de luminance.

Évaluation quantitative

- ❑ La réponse du contraste (avec la mire TG18-PQC) devrait se situer à l'intérieur de ± 10 % de la réponse du contraste de la GSDF (*Grayscale Standard Display Function*).

  ***Note :** Le physicien peut se référer à la norme DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14), notamment à l'annexe D du document, laquelle traite de cet aspect.*

La résolution

Évaluation visuelle

- ❑ En ce qui a trait à la résolution spatiale, toutes les principales lignes horizontales et verticales de la mire TG18-PQC doivent être distinguables.

L'uniformité de la densité optique et les artéfacts

- ❑ L'image imprimée doit montrer des densités optiques uniformes.



IMPRIMANTE

Densité optique
Entre 0,15 et 3,40

Uniformité de la DO
Écart maximum
< 10 %

Artéfacts
ALARA

- Aucun artéfact d'impression pouvant nuire au diagnostic ne doit être toléré. Le principe ALARA (*as low as reasonably achievable*) s'applique (voir les critères de performance de la section 4.7.2).
- La plage des densités optiques devrait se situer entre 0,15 et 3,40.
- En ce qui concerne l'uniformité de la densité optique du film imprimé, l'écart maximum devrait être inférieur à 10 %. Cet écart est calculé de la façon suivante :

$$\frac{D_{max} - D_{min}}{D_{centre}} < 0,1$$



4.3.4. La vérification du numériseur

Note : *Les tests suivants permettent au physicien de vérifier la qualité de la numérisation des films et la condition du numériseur. Le fabricant peut proposer des tests de contrôle de la qualité différents ; dans ce cas, il faut se référer à ses recommandations. Si les tests proposés par le fabricant sont comparables à ceux qui sont décrits ci-après, ces derniers peuvent les remplacer. Le physicien jugera de la pertinence d'effectuer les tests proposés ici.*

Objectifs

– S'assurer de la constance de la qualité de la numérisation.

– S'assurer que l'image numérisée est optimale selon les spécifications du numériseur.

Matériel requis

– Un film test de la mire de résolution ;

Le physicien utilisera un film de mammographie qu'il aura exposé au préalable avec la mire de résolution à haut contraste, laquelle permet de mesurer jusqu'à 20 paires de lignes par millimètre (voir la section 1.7, s). Les lignes de la mire doivent être parallèles à l'axe anode-cathode, c'est-à-dire perpendiculaires au côté de la paroi thoracique. Le film aura été développé dans un appareil de traitement dédié à la mammographie dans des conditions optimales de développement.

– un film test de la bande sensitométrique ;

Le physicien utilisera un film de mammographie qu'il aura exposé au préalable avec un sensitomètre muni d'un absorbant optique de 21 paliers du type 0,15 log (voir la section 1.7, v). La densité optique sur la bande sensitométrique s'étalera environ jusqu'à 4. Le film aura été développé dans un appareil de traitement dédié à la mammographie dans des conditions optimales de développement.

– un logiciel d'analyse DICOM (ImageJ, par exemple) ;

– un formulaire *Vérification du numériseur* (annexe 11).

Procédure et analyse

***Note :** Le physicien doit s'assurer de prendre les paramètres de contraste* (window level *et* window width) *normalement utilisés pour la numérisation des films de mammographie.*

La résolution spatiale du numériseur

1. Numériser le film test de la mire, après l'avoir inséré horizontalement dans l'appareil (lignes de la mire perpendiculaires à l'entrée du numériseur), à la plus haute résolution que permet le numériseur. Sauvegarder l'image en format DICOM.

2. À l'aide d'un logiciel d'analyse, déterminer la résolution spatiale maximale de l'image numérisée obtenue en paires de lignes par millimètre. Il s'agit ici de la résolution **horizontale** du numériseur, selon la position de la mire. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 11).

   Exemple : Avec le logiciel ImageJ, qui est du domaine public, il est possible d'ouvrir une image DICOM, de sélectionner une région d'intérêt (ROI) rectangulaire à l'intérieur de cette image et sur toute la longueur de la mire en position horizontale, et d'en faire une projection par la commande *Ctrl K*. En regardant la projection, on peut déterminer la résolution horizontale maximale de l'image numérisée.

   ***Note :** Pour l'analyse, le physicien utilisera un logiciel qui peut lire directement la valeur des pixels de l'image numérisée afin d'éviter que les caractéristiques du moniteur influencent les résultats.*

3. Reprendre la procédure en insérant le film verticalement dans le numériseur. Analyser l'image numérisée. Il s'agit ici de la résolution **verticale** du numériseur selon la position de la mire. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 11).

   ***Note :** Avec certains logiciels d'analyse comme le logiciel ImageJ, il faut d'abord faire une rotation de 90° de l'image avant de procéder à une nouvelle analyse.*

4. Comparer les résultats avec la résolution nominale du numériseur. La résolution nominale R, en pl/mm, se calcule comme suit :

$$R\ (pl/mm) = résolution\ (ppp)/50,8$$

Note : *La résolution nominale du numériseur est définie en points par pouce (ppp) tandis que la résolution évaluée est mesurée en paires de lignes par millimètre (pl/mm).*

La représentation des densités optiques du film sur l'image numérisée

1. Numériser le film test de la bande sensitométrique à la plus haute résolution que permet le numériseur et sauvegarder l'image en format DICOM.

2. À l'aide du logiciel d'analyse, ouvrir l'image numérisée et orienter l'image pour que la bande sensitométrique soit horizontale. Inverser les tons de noir et blanc pour faciliter la lecture. À l'intérieur de la bande sensitométrique, sélectionner une ROI rectangulaire sur toute sa longueur. Faire une projection de cette région et relever les valeurs moyennes de pixels de chacun des échelons. Idéalement, la projection de la bande sensitométrique numérisée devrait reproduire fidèlement la courbe sensitométrique et elle ne devrait pas montrer de saturation sur l'ensemble de la plage dynamique utile. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 11).

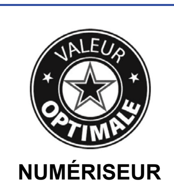
L'évaluation du rapport signal sur bruit (RSB)

1. Mesurer la valeur moyenne des pixels et l'écart-type dans une ROI standard ($4cm^2$) sur l'image obtenue (fond de l'image).

2. Calculer le rapport signal sur bruit (RSB).

3. Noter le résultat sur le formulaire (annexe 11). Le résultat servira de référence au moment des prochains tests et permettra de vérifier la stabilité de la réponse du numériseur.

Critères de performance



NUMÉRISEUR

Image comparable à celle du film et sans bruit excessif.

Résolution de l'image observée devrait correspondre à la résolution nominale du numériseur.

- ❑ L'apparence d'une image numérisée doit être comparable à celle du film. On ne devrait pas constater de lignes manquantes, soit horizontales ou verticales, sur une telle image.
- ❑ L'image numérisée ne devrait pas présenter de bruit excessif.
- ❑ La résolution observée sur l'image numérisée devrait correspondre à la résolution nominale du numériseur.
- ❑ En ce qui a trait à la bande sensitométrique, la réponse du numériseur devrait être semblable à celle du film.

4.4. LA VÉRIFICATION DES RÉCEPTEURS

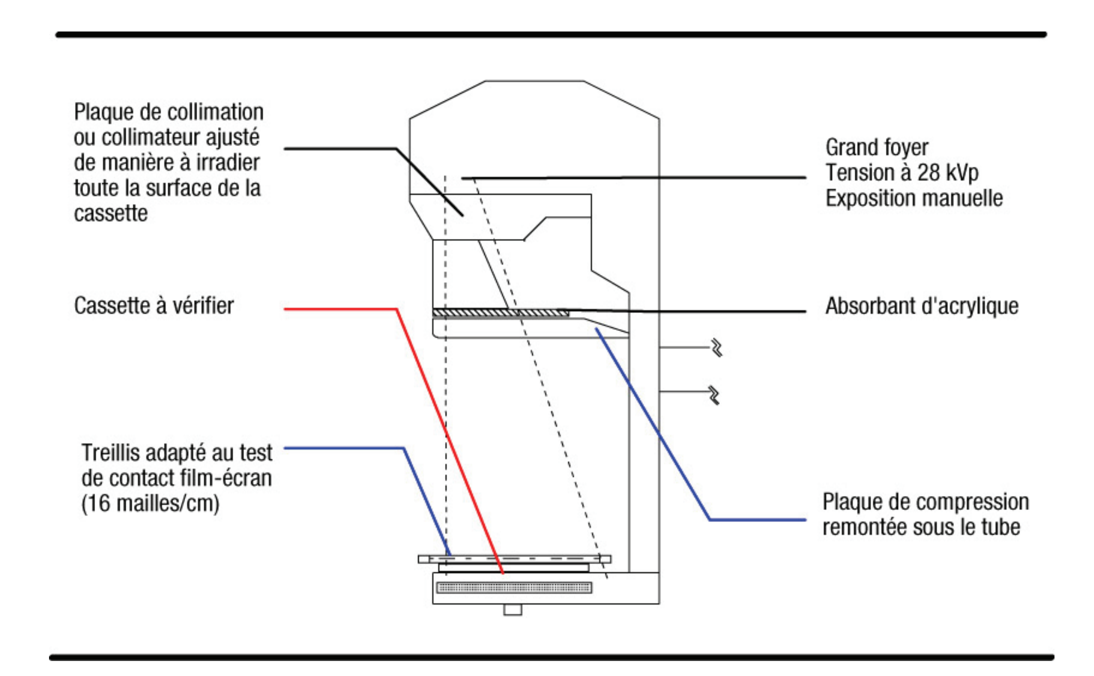


4.4.1. La vérification du contact film-écran

Note : *Le contact film-écran est vérifié tous les six mois par le technologue dans le cadre du programme de contrôle de la qualité en mammographie. Le physicien vérifiera l'état du contact film-écran en se basant sur les films tests produits par le technologue. Après consultation, le physicien peut reprendre le test selon les observations qu'il aura notées.*

Par ailleurs, le physicien devra avoir produit ses propres films avant d'utiliser la cassette de référence. Comme le physicien emploie cette cassette pour effectuer plusieurs vérifications, il est donc important de s'assurer de son bon état puisqu'un défaut de contact pourrait nuire aux résultats d'autres tests.

FIGURE 20 : LE TEST DE LA VÉRIFICATION DU CONTACT FILM-ÉCRAN



Objectifs

– S’assurer de la qualité du contact entre le film et l’écran intensificateur de toutes les cassettes utilisées pour la mammographie.

– Vérifier la cassette de référence avant son utilisation pour d’autres tests de précision.

Note : *Le contact entre le film et l’écran est important en mammographie puisqu’il est nécessaire d’obtenir une bonne résolution des détails fins. Au moment de l’interprétation des mammogrammes, le radiologiste doit être en mesure non seulement de détecter les microcalcifications, mais d’en étudier la forme détaillée. Un mauvais contact entre le film et l’écran nuit considérablement à l’enregistrement des détails fins, car il provoque une diffusion de la lumière produite par l’écran et un étalement de l’image.*

Matériel requis

– Les radiogrammes produits par le technologue pour vérifier le contact film-écran ;

– la cassette de référence ;

– une grille de contact (16 mailles/cm ou 40 mailles/po) pouvant couvrir une surface de 24 cm x 30 cm ;

– des absorbants d’acrylique ou de matériel BR-12, dont la structure et l’épaisseur sont uniformes ;

– des marqueurs radio-opaques (chiffres ou autres) au besoin ;

– un densitomètre ;

– le matériel utilisé pour l’entretien des écrans ;

– un formulaire *Vérification du contact film-écran* (annexe 12).

Procédure et précautions

Le physicien devrait d'abord effectuer le test du contact film-écran avec la cassette de référence avant d'utiliser cette dernière pour ses vérifications. La procédure à suivre est décrite dans le *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie.*

1. Rassembler les radiogrammes les plus récents qui ont été produits par le technologue pour vérifier le contact film-écran.

2. S'assurer que la densité optique sur le film, près de la paroi thoracique, se situe entre 0,7 et 0,8.

   Note : *Le technologue effectue le test à 28 kVp en variant la charge (en mAs) et l'épaisseur d'acrylique pour obtenir une densité optique sur le film entre 0,7 et 0,8. L'épaisseur maximum d'acrylique est de 4 cm.*

   Par ailleurs, le négatoscope de radiologie qui est utilisé pour évaluer les films doit être conçu pour lire des radiogrammes de ce niveau de densité optique. Habituellement, la luminance nécessaire est d'environ 1 500 nits. L'utilisation de caches permet d'éviter l'éblouissement.

3. Évaluer les radiogrammes sur le négatoscope, à une distance d'au moins un mètre. Les zones de mauvais contacts sont représentées par des zones plus sombres dans l'image du treillis.

4. Marquer et mettre de côté les cassettes présentant un défaut de contact ou autre, lesquelles ne pourront servir à produire des mammogrammes. Inscrire le résultat sur le formulaire (annexe 12).

Critères de performance et mesures correctives

Aucune zone de mauvais contact ayant une superficie supérieure à un centimètre ne devrait être tolérée.

❑ Des zones de un centimètre ou moins peuvent être tolérées.



- ❑ Aucune cassette ayant plus de cinq zones de moins de un centimètre ne devrait être remise en circulation avant que les écrans aient été bien nettoyés.
- ❑ Les micropoussières sont difficiles à détecter et, surtout, difficiles à éliminer. Elles sont souvent présentes sur les écrans d'un certain âge, mais peuvent aussi paraître sur des écrans neufs et normalement nettoyés.
- ❑ Les cassettes qui se révèlent *non conformes* après le test doivent être mises de côté immédiatement. Elles ne doivent pas être utilisées pour produire des mammogrammes.

Causes de mauvais contact

- Poussières dans la cassette.
- Boîtier ou loquets de la cassette endommagés.
- Écran endommagé, bosselé ou mal installé.
- Mauvaise fermeture de la cassette ou insuffisance de pression causée par la détérioration du cadre de mousse (*foam*) à l'intérieur de la cassette.





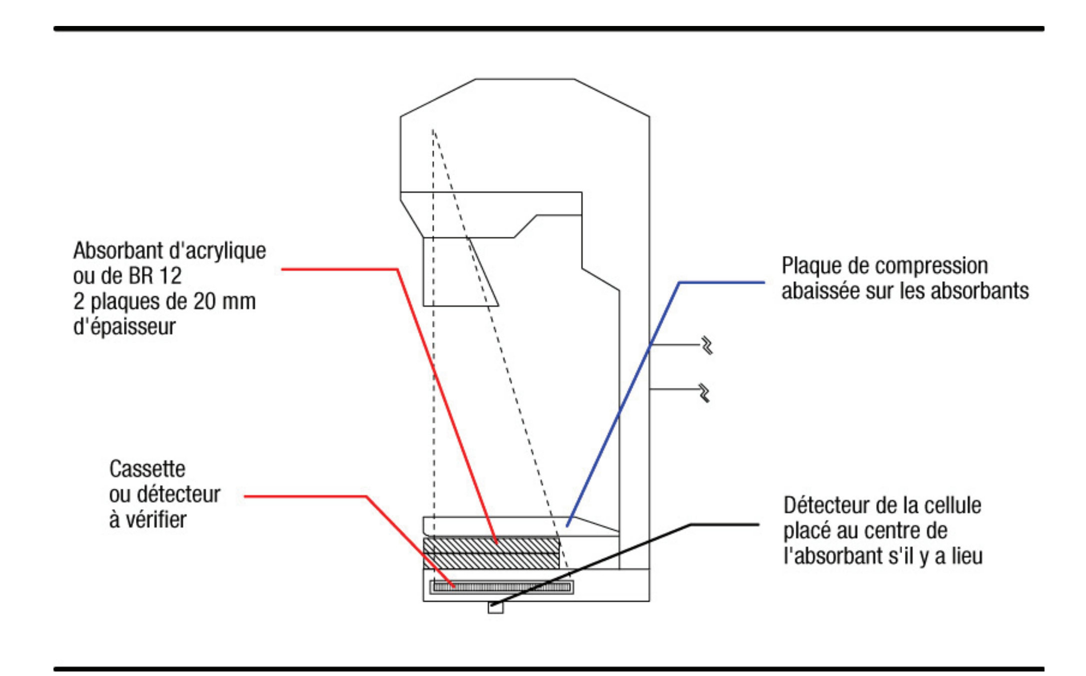
4.4.2. Le délai d'effacement des plaques photostimulables

Le délai d'effacement des plaques photostimulables constitue un test d'acceptation qui n'est généralement pas effectué par le physicien dans le cadre d'une vérification annuelle.

4.5. L'UNIFORMITÉ DE LA SENSIBILITÉ DES RÉCEPTEURS

Il est important de s'assurer d'abord de la stabilité du système d'exposition. Le coefficient de variation ne doit pas dépasser 0,08. Dans les cas où l'on n'atteint pas cette stabilité, le système d'exposition devra être réparé ou réglé avant que les tests permettant de vérifier l'uniformité de la sensibilité des écrans ou des plaques photostimulables puissent être effectués.

FIGURE 21 : L'UNIFORMITÉ DE LA SENSIBILITÉ DES RÉCEPTEURS







4.5.1. L'uniformité de la sensibilité des écrans

Objectifs

- S'assurer de l'uniformité des écrans des différents récepteurs utilisés pour prendre les mammogrammes.
- Étiqueter la cassette de référence pour chaque format (18 cm x 24 cm et 24 cm x 30 cm).

Note : L'interprétation des mammogrammes nécessite la comparaison des plages de densité optique entre les images du sein gauche et du sein droit. Habituellement, on utilise quatre cassettes pour un examen de dépistage. Il devient donc primordial que les cassettes aient une sensibilité comparable pour que l'on puisse obtenir des images d'une densité optique semblable.

Matériel requis

- Un densitomètre ;
- des films provenant d'une même boîte ;
- un absorbant d'acrylique ou de matériel BR-12 d'une épaisseur de 4 cm ;
- toutes les cassettes utilisées dans le centre de mammographie ;
- des marqueurs radio-opaques (chiffres ou autres) au besoin ;
- un formulaire *Uniformité de la sensibilité des écrans* (annexe 13).

Note : Il est important d'utiliser des films provenant d'une même boîte tout au long du test. De plus, il faut s'assurer que le développement de l'ensemble des films se fait à la même température dans l'appareil de traitement.

Procédure et précautions

1. Rassembler par format (18 cm x 24 cm et 24 cm x 30 cm) toutes les cassettes utilisées pour prendre les mammogrammes. S'assurer qu'elles sont bien étiquetées, sinon il faudra les marquer tout au long de la procédure.
2. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm d'épaisseur sur la surface du récepteur, de façon à couvrir toute la surface sensible du détecteur de la cellule. Celui-ci doit être placé sous le centre de l'absorbant.
3. Abaisser la plaque de compression pour qu'elle soit en contact avec l'absorbant.

4. Placer une cassette dans le récepteur (porte-grille).

5. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques lesquels sont précisés dans la charte technique du centre, pour un sein mixte compressé à 4 cm. La densité optique devrait se situer entre 1,6 et 2,0 sur le film.

6. Exposer et développer dans les mêmes conditions toutes les cassettes d'un même format qui sont à vérifier.

7. Mesurer la densité optique au centre de l'image et l'inscrire sur le formulaire (annexe 13).

8. Calculer la moyenne des densités obtenues pour les cassettes de ce format.

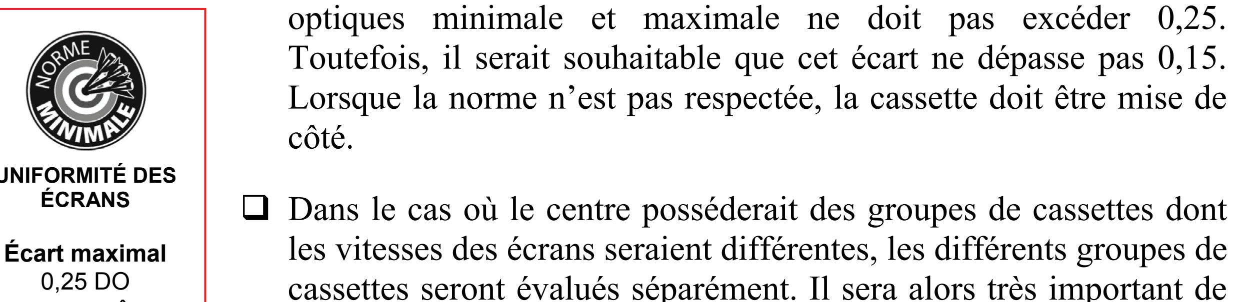
9. Vérifier la densité optique de la cassette de référence de ce même format. La densité optique doit se rapprocher de la moyenne calculée, sinon étiqueter celle qui devrait désormais être utilisée comme cassette de référence.

10. Répéter la procédure (étapes 2 à 9) pour les cassettes de l'autre format. Étiqueter celle qui sera la cassette de référence pour ce format.

Note : *Il est possible que la densité optique obtenue soit différente selon l'un ou l'autre des deux formats de cassettes* (*18 cm* x *24 cm et 24 cm* x *30 cm*)*. Il faut alors considérer ces cassettes comme étant de deux groupes différents et évaluer leur conformité séparément. L'écart de densité optique entre les deux groupes peut être imputable au fait que les porte-grilles (*buckys*) sont différents ou tout simplement à celui que les cassettes des différents formats ne proviennent pas d'un même lot. Si un tel écart est constaté, il faudra en aviser le technologue responsable et établir une charte technique de façon à pouvoir respecter les critères de performance établis pour l'ensemble des cassettes.*

Critères de performance et mesures correctives





UNIFORMITÉ DES ÉCRANS

Écart maximal
0,25 DO
pour un même format

- ❑ Pour un même format, la différence mesurée entre les densités optiques minimale et maximale ne doit pas excéder 0,25. Toutefois, il serait souhaitable que cet écart ne dépasse pas 0,15. Lorsque la norme n'est pas respectée, la cassette doit être mise de côté.

- ❑ Dans le cas où le centre posséderait des groupes de cassettes dont les vitesses des écrans seraient différentes, les différents groupes de cassettes seront évalués séparément. Il sera alors très important de bien connaître la vitesse pour chacune et d'avoir en main une copie de la charte technique détaillée selon l'utilisation des différents types de cassettes. L'ajustement de la densité optique se fera à l'aide du sélecteur de densité.

  Note : *En modifiant la densité optique sur le sélecteur de densité, on peut généralement obtenir une uniformité inférieure à 0,20 pour l'ensemble des différents groupes de cassettes.*



UNIFORMITÉ DES ÉCRANS

Écart maximal
0,15 DO
pour un même format

- ❑ L'écart permis entre les moyennes de chacun des groupes de cassettes ne doit pas excéder 0,20 DO.

  Note : *Les cassettes devraient être non seulement du même type mais, de préférence, du même lot de fabrication. Une cassette acquise ultérieurement pour en remplacer une autre pourrait ne pas avoir la même sensibilité.*

- ❑ Toutes les cassettes doivent être étiquetées par le centre inspecté. La cassette de référence pour chaque format doit être clairement marquée comme telle.

- ❑ Un bris de cassette ou d'écran, ou tout artéfact doit être signalé au technologue responsable et la cassette sera mise de côté, au besoin.

- ❑ Les corrections devront être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.

Mammographie
NUMÉRIQUE

4.5.2. L'uniformité de la sensibilité des plaques photostimulables

Objectifs

- S'assurer de l'uniformité de la réponse des différentes plaques photostimulables utilisées pour prendre les mammogrammes.
- Étiqueter les cassettes et les plaques photostimulables de référence de chacun des formats (18 cm x 24 cm et 24 cm x 30 cm).

Matériel requis

- Un absorbant d'acrylique ou de matériel BR-12 d'une épaisseur de 4 cm ;
- toutes les cassettes et les plaques photostimulables utilisées dans le centre de mammographie ;
- des marqueurs radio-opaques (chiffres ou autres) au besoin ;
- un outil d'analyse statistique de la ROI (*Region-Of-Interest*) ;
- un formulaire *Uniformité de la sensibilité des plaques photostimulables* (annexe 14).

Procédure et précautions

1. Rassembler par format (18 cm x 24 cm et 24 cm x 30 cm) toutes les cassettes et plaques photostimulables utilisées pour prendre les mammogrammes. S'assurer qu'elles sont bien étiquetées, sinon il faudra les marquer tout au long de la procédure.
2. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm sur la surface du récepteur.
3. Abaisser la plaque de compression pour qu'elle soit en contact avec l'absorbant.

4. Placer une cassette avec sa plaque photostimulable dans le récepteur (porte-grille).

5. Sélectionner les paramètres techniques habituellement utilisés, lesquels sont précisés dans la charte du centre, pour un sein mixte compressé à 4 cm.

6. Exposer dans les mêmes conditions toutes les cassettes d'un même format qui sont à vérifier. Noter la charge (en mAs) obtenue pour chaque exposition sur le formulaire (annexe 14).

7. Traiter la plaque photostimulable dans le lecteur de plaques. N'effectuer aucune opération de post-traitement de l'image, c'est-à-dire que l'image ne doit pas être modifiée par l'utilisateur.

8. Mesurer la valeur moyenne des pixels et l'écart-type dans une ROI standard sur l'image obtenue, pour chaque cassette. Vérifier l'homogénéité de l'image pour chacune. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 14).

9. Calculer le rapport signal sur bruit (RSB) de chaque cassette en divisant la valeur moyenne des pixels (signal moyen) par l'écart-type.

$$\text{RSB} = \frac{\text{valeur moyenne des pixels} - \text{constante d'excentrement}}{\text{écart-type de la valeur moyenne des pixels}}$$

Note : *La constante d'excentrement a été déterminée au moment de la vérification de la réponse du récepteur (voir la section 4.1.2).*

10. Calculer la moyenne des valeurs de pixels pour l'ensemble des cassettes. La cassette de référence du centre doit se rapprocher de la moyenne calculée quant à la moyenne de la valeur des pixels pour l'ensemble des cassettes de ce format, sinon étiqueter celle qui devrait désormais être utilisée comme cassette de référence.

11. Répéter la procédure (étapes 2 à 10) pour les cassettes de l'autre format. Étiqueter celle qui sera la cassette de référence pour ce format.

Critères de performance et mesures correctives



UNIFORMITÉ DES PLAQUES

RSB
Variation maximale entre les plaques
± 15 %

mAs
Variation maximale
± 10 %

- ❑ Le rapport signal sur bruit (RSB), dans une ROI standard, ne devrait pas varier de ± 15 % entre les différentes plaques photostimulables.
- ❑ La charge (en mAs) ne devrait pas varier de ± 10 % entre les différentes expositions.
- ❑ Aucune différence d'homogénéité notable ne devrait être décelée sur l'image.
- ❑ Les corrections devraient être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.



4.6. L'HOMOGÉNÉITÉ DES DÉTECTEURS (CR/DR)

Note : *Le technologue devrait effectuer le test chaque semaine dans le cadre du contrôle de la qualité.*

Objectifs

– S'assurer de l'uniformité de la réponse des différents détecteurs utilisés pour prendre les mammogrammes.

– Déceler toute défectuosité des éléments d'un détecteur.

Note : *Pour les récepteurs d'image numérique, la déformation géométrique, le désalignement du système de l'objectif, le mauvais contact des fibres optiques et la mauvaise communication des dispositifs à transfert de charge (DTC) peuvent causer un défaut d'uniformité du signal.*

Matériel requis

– Un absorbant d'une épaisseur de 4 cm d'acrylique ou de matériel BR-12 pour couvrir entièrement le récepteur d'image numérique ;

– les différents détecteurs utilisés ;

– des marqueurs radio-opaques (chiffres ou autres) au besoin ;

– un outil d'analyse statistique de la ROI (*Region-Of-Interest*) ;

– un formulaire *Homogénéité des détecteurs* (annexe 15).

Procédure et précautions

Note : *La procédure suivante s'applique aux systèmes permettant de mesurer le signal moyen et l'écart-type d'une région d'intérêt* (*ROI*). *Pour les systèmes ne permettant pas de mesurer l'écart-type d'une région d'intérêt (ROI), l'homogénéité du détecteur sera vérifiée au moment de l'évaluation des artéfacts à l'aide de la grille de contact (voir la section 4.7.2).*

1. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm sur la surface du récepteur. Il doit couvrir toute la surface du détecteur.

2. Abaisser la plaque de compression pour qu'elle soit en contact avec l'absorbant.

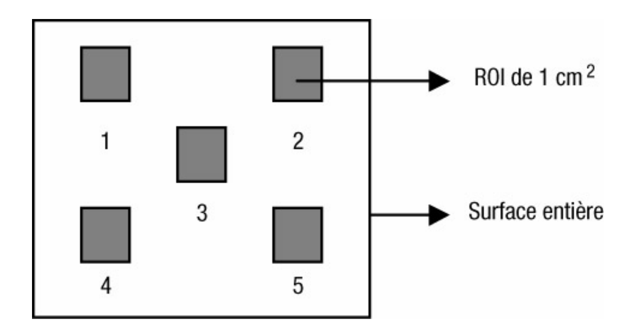
3. Sélectionner le mode d'exposition manuel sur l'appareil et exposer en utilisant la tension (en kVp), le filtre et la charge (en mAs) qui valent normalement dans le centre pour un sein comprimé de 4 cm. Noter les paramètres sur le formulaire (annexe 15).

   Note : *Dans un système DR, les mesures sont relevées sur l'image non traitée. Dans un système CR, il ne faut effectuer aucune opération de post-traitement de l'image* (*voir les directives du fabricant*).

4. Évaluer l'image sur le moniteur. À l'aide de l'outil d'analyse statistique, mesurer la valeur moyenne des pixels (signal moyen) et l'écart-type dans cinq ROI circulaires ou carrées de 1 cm^2, situées au centre et près de chaque coin de la surface à évaluer (voir la figure 22).

   Note : *La région d'intérêt (ROI) doit être de petite dimension afin de minimiser l'effet de la non-uniformité sur la mesure de l'écart-type.*

FIGURE 22 : L'ÉVALUATION DE L'UNIFORMITÉ DANS UNE ROI DE 1 CM^2



5. Calculer le rapport signal sur bruit (RSB) de chaque ROI en divisant la valeur moyenne des pixels (signal moyen) par l'écart-type.

$$RSB = \frac{\text{valeur moyenne des pixels – constante d'excentrement}}{\text{écart-type de la valeur moyenne des pixels}}$$

Note : La constante d'excentrement a été déterminée au moment de la vérification de la réponse du récepteur (voir la section 4.1.2).

6. Si d'autres régions de l'image semblent être non uniformes, mesurer l'écart-type et le signal moyen afin de pouvoir calculer le rapport signal sur bruit (RSB) dans ces régions.
7. Comparer le rapport signal sur bruit (RSB) de chaque région d'intérêt à celui de la ROI centrale.
8. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 15).

Critères de performance et mesures correctives



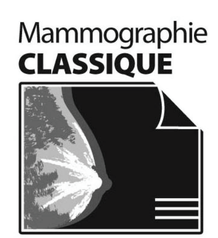
HOMOGÉNÉITÉ DES DÉTECTEURS

RSB d'une ROI ≤ RSB central de ± 15 %

Aucune différence d'homogénéité importante sur une image

- ❑ Le rapport signal sur bruit (RSB) mesuré dans chaque coin de l'image ne devrait pas excéder de ± 15 % le RSB mesuré au centre.
- ❑ Aucune différence d'homogénéité importante ne devrait être décelée sur l'image.
- ❑ Les corrections devraient être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.

4.7. L'ÉVALUATION DES ARTÉFACTS



4.7.1. Système film-écran

Note : *En mammographie, un rayonnement peu pénétrant, à faible contraste radiologique et à haut contraste photographique exige le contrôle rigoureux des artéfacts et une attention de tous les instants. Les causes d'artéfacts sont multiples.*

Objectifs

- Déceler les artéfacts qui peuvent affecter la qualité de l'image servant au diagnostic.
- Trouver la source de ces artéfacts.
- Indiquer les mesures à prendre pour éliminer ces artéfacts, si possible.

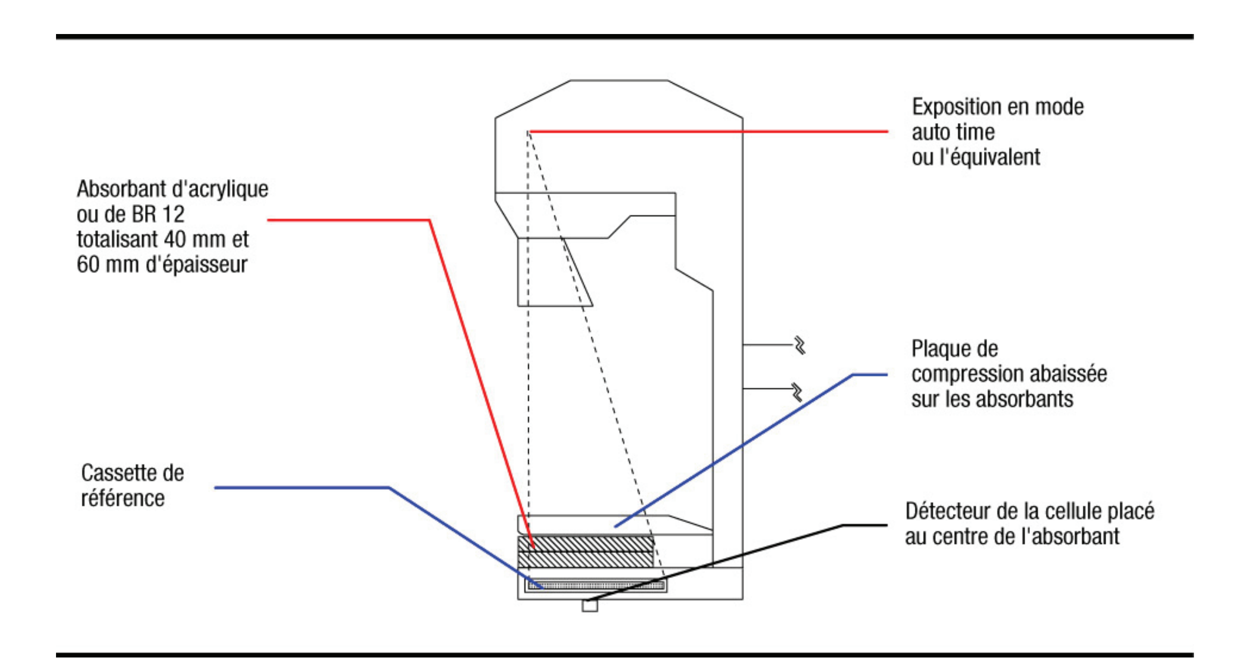
Matériel requis

- Des absorbants d'acrylique totalisant des épaisseurs de 4 et de 6 cm ;
- les cassettes de référence de chacun des formats ;
- un densitomètre ;
- une loupe ;
- un marqueur radio-opaque linéaire, par exemple le chiffre 1 ;
- un formulaire *Évaluation des artéfacts – Système film-écran* (annexe 16).

Procédure et précautions

Les artéfacts seront évalués selon les trois catégories suivantes : les artéfacts photographiques, qui sont liés au développement, les artéfacts radiologiques, qui sont causés par le mammographe ou ses composantes, et les artéfacts relatifs à la manipulation ou à l'entreposage.

FIGURE 23 : L'ÉVALUATION DES ARTÉFACTS



Le test doit être effectué avec toutes les combinaisons anode-filtre utilisées au moment des examens, les différents récepteurs et la technique d'agrandissement ; dans ce dernier cas, le support d'élévation est employé mais non la grille, ainsi qu'une cassette de 18 cm x 24 cm habituellement.

Selon l'appareil utilisé pour le développement, soit à chargement manuel ou du type « plein jour », le physicien choisira d'évaluer les différentes combinaisons en fonction des conditions de développement.

1. Placer la cassette de référence (18 cm x 24 cm) dans le récepteur (porte-grille).
2. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm d'épaisseur sur le récepteur (porte-grille), de façon à couvrir entièrement la cassette.
3. Afin de respecter les conditions valant pour les mammogrammes, abaisser la plaque de compression sur l'absorbant d'acrylique.

4. Utiliser un mode automatique permettant de sélectionner les facteurs techniques selon les combinaisons anode-filtre vérifiées et la tension (en kVp) choisie.

   Note : *La tension (en kVp) la plus basse utilisée pour les mammogrammes sera sélectionnée pour la combinaison anode-filtre vérifiée.*

5. La densité optique devrait se situer autour de 1,6. Si nécessaire, ajuster la densité optique sur le film en modifiant la position sur le sélecteur de densité.

6. Pour les autres combinaisons anode-filtre, il est suggéré de vérifier les différents filtres avec une cassette de 24 cm x 30 cm, laquelle permet de couvrir le maximum d'exposition.

   Note : *Afin d'éviter des expositions trop courtes qui pourraient provoquer des artéfacts dus à la grille, l'épaisseur d'acrylique peut être augmentée pour la combinaison rhodium-rhodium. Placer l'épaisseur minimum d'acrylique qui permet l'utilisation de l'anode de rhodium et choisir la plus basse tension (en kVp) appliquée avec cette combinaison anode-filtre pour prendre les mammogrammes.*

7. Exposer et développer le film.

8. Vérifier si le développement a produit des artéfacts.

Pour un appareil de traitement conventionnel avec chargement en chambre noire

Répéter la procédure (étapes 1 à 8) pour le porte-grille de 24 cm x 30 cm et la plaque de compression correspondante avec la combinaison anode-filtre requérant la plus basse tension (en kVp) appliquée pour les mammogrammes. À cette étape, il faut faire deux expositions afin de vérifier si les artéfacts proviennent du développement ou, encore, du mammographe ou de ses composantes.

- Placer un marqueur radio-opaque (ex. : flèche ou chiffre 1) sur le dessus des absorbants d'acrylique, dans un coin, parallèlement au sens longitudinal de la cassette. Le marqueur indiquera le sens du développement. Faire une exposition.

- Développer le film en prenant soin de le placer dans le sens longitudinal, sur le plateau d'alimentation, et noter si l'émulsion est placée vers le bas ou vers le haut.

- Insérer un nouveau film dans la même cassette. Placer cette fois le marqueur en changeant son orientation de 90º par rapport à sa position originale. Exposer le film.

- Développer le film en le plaçant dans le sens transversal sur le plateau d'alimentation.

- Mesurer la densité optique sur les films et évaluer les résultats.

  Pour savoir si les artéfacts sont produits au cours du développement, placer les films sur un négatoscope adapté à la mammographie de manière à ce que le marqueur (chiffre ou autre) se présente dans le sens du développement pour chaque film (voir la figure 24).

  En disposant les films côte à côte et selon l'orientation de chacun au cours du développement (indiquée par le chiffre 1), on peut vérifier si les défauts apparaissent dans la même direction pour les deux films, c'est-à-dire s'ils présentent un caractère parallèle entre eux. Si oui, on considère que leur source principale est le système de développement. On les appellera **artéfacts photographiques**.

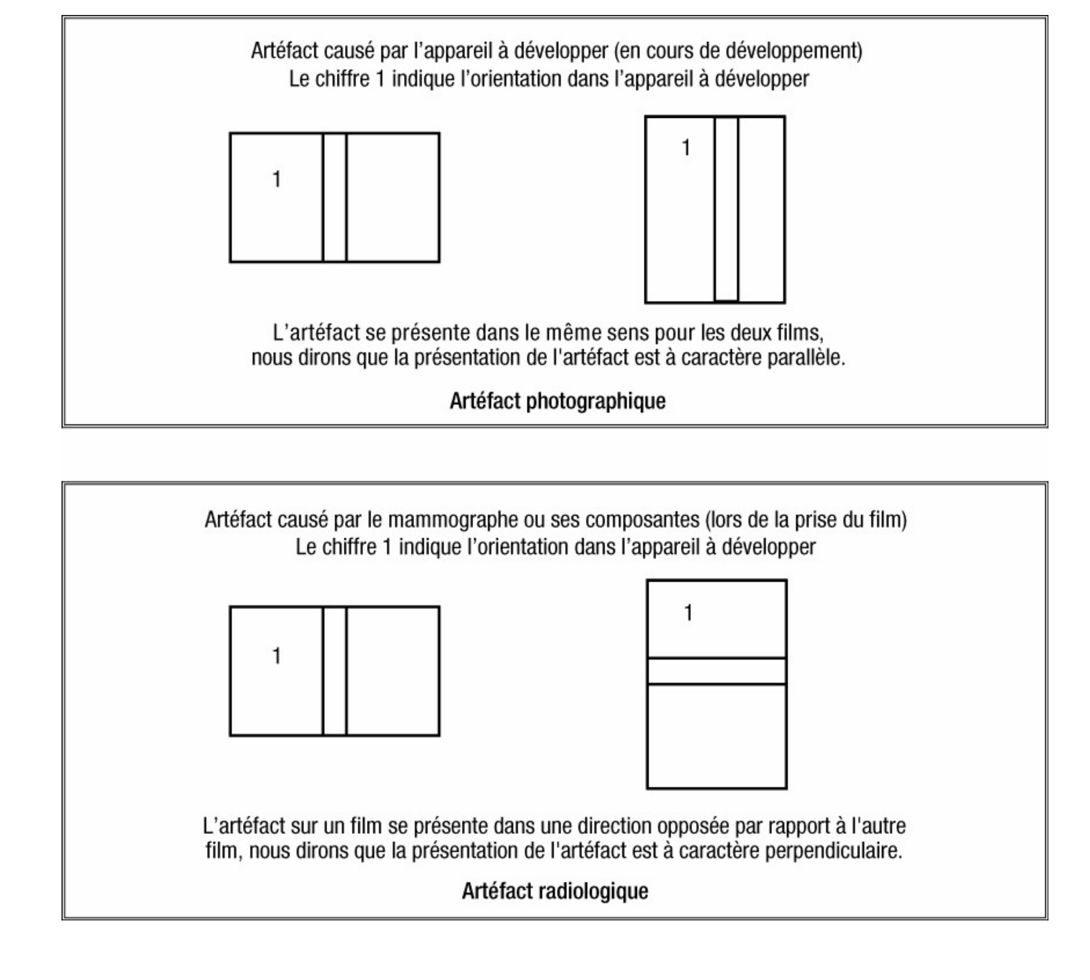
  Si les défauts se présentent dans une direction opposée sur un film par rapport à l'autre, c'est-à-dire s'ils sont perpendiculaires entre eux, leur source principale est plutôt l'équipement radiologique ou l'une de ses composantes, comme le filtre, la grille, le récepteur, la plaque de compression ou la cassette, entres autres (voir la figure 24). On les appellera **artéfacts radiologiques**.

Pour un appareil de traitement du type « plein jour »

- Il est possible qu'un appareil de traitement du type « plein jour » ne permette pas le développement des films dans les deux sens (longitudinal et transversal). Faire les expositions sans grille permettra de tourner la cassette. Toutefois, les problèmes liés à la grille ne seront alors pas mis en évidence.

- Il est aussi possible d'utiliser un autre appareil de traitement pour déceler des problèmes non liés au développement.
- Pour savoir si un problème est lié au développement, vérifier si les marques se produisent toujours au même endroit sur le film, peu importe les combinaisons choisies.

FIGURE 24 : L'ÉVALUATION DES FILMS POUR RECHERCHER LES CAUSES D'ARTÉFACTS



9. Vérifier la présence d'artéfacts d'autres types, notamment les **artéfacts liés à la manipulation ou à l'entreposage des films**. Examiner les images à l'aide d'une loupe de lecture permettant un grossissement de 2 x ou du type Tabar pour déceler les artéfacts ponctuels et pouvoir en analyser la forme.

10. Si une zone de mauvais contact est décelée, il faut se référer au test de vérification du contact des écrans. Au cours de ce test, l'attente est de 15 minutes entre chaque utilisation d'une même cassette.

11. Si un problème est lié à l'équipement de radiologie sans que l'élément en cause ne soit connu, il faut reprendre le test en éliminant une à une les sources possibles de l'artéfact. Par exemple, dans un premier temps, enlever la plaque de compression ; deuxièmement, enlever le porte-grille ; continuer ainsi pour trouver la cause de l'artéfact.

    Note : *L'important est de déterminer, dans un premier temps, la source principale de l'artéfact en démontrant que l'artéfact est produit au cours du développement, par le système de développement, ou au moment de prendre la radiographie, par le mammographe ou l'une de ses composantes.*

12. Indiquer dans son rapport la source principale de l'artéfact et si l'artéfact observé est acceptable ou non. Une brève description peut être faite, le cas échéant. Si l'origine précise de l'artéfact est connue – par exemple, le filtre, la plaque de compression, les rouleaux du développeur ou les guides à galets –, l'indiquer dans son rapport afin de guider le choix des mesures correctives. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 16).

Analyse et interprétation

Note : *Par convention, la description de l'artéfact sera faite par rapport à la paroi thoracique. Nous dirons que l'artéfact est parallèle ou perpendiculaire à la paroi thoracique.*

Les artéfacts peuvent se présenter sous différents aspects ; par exemple, ils seront pâles ou foncés, linéaires ou ondulés, ou encore distincts ou flous.

Les artéfacts peuvent provenir de sources différentes. Selon leur origine, ils entreront dans l'une ou l'autre des catégories suivantes :

- les artéfacts photographiques ;
- les artéfacts radiologiques ;
- les artéfacts dus à la manipulation ou à l'entreposage des films.

Les artéfacts photographiques

Les artéfacts photographiques sont multiples. Ils peuvent correspondre, entre autres, à des marques de rouleaux des appareils de traitement, à des marques du mécanisme d'entraînement du film, à des égratignures causées par le plateau d'entrée, à une inégalité du développement ou à des marques de séchage.

Il faut déterminer la cause précise de l'artéfact photographique. Voici quelques exemples.

– Marques de rouleaux :
  - retard d'entraînement (zones de différentes densités) ;
  - marques de rouleaux d'entrée ;
  - arrachement d'émulsion.

Note : *Les marques de rouleaux apparaissent sous la forme de variations de densité qui tiennent souvent à des variations de concentration de l'agent révélateur sur le film. Les rouleaux peuvent aussi être sales, déformés ou spongieux.*

– Marques liées au transport ou aux mécanismes de transfert :
  - stries (*striage*) ;
  - défilement de l'émulsion (*rayage*) ;
  - marques causées par les guides à galets (mécanismes de transfert).

– Problèmes liés aux solutions de développement :
  - taches dichroïques (taches brunes et taches jaune verdâtre) ;
  - images sulfurées (films d'aspect brunâtre) ;
  - hyporétention du fixateur.

Les artéfacts radiologiques

Les artéfacts radiologiques sont attribuables à l'équipement qui sert à produire l'image sur le film, que ce soit le mammographe ou l'une de ses composantes comme le filtre, la plaque de compression, le dessus du récepteur (porte-grille), la grille ou le fond de la cassette aussi appelé le support du film (voir la figure 1).

Il faut déterminer la cause précise de l'artéfact radiologique. Voici quelques exemples.

– Problèmes de transmission du rayonnement (filtre, miroir, plaque de compression, porte-grille) :

  - selon l'âge du mammographe, l'oxydation du filtre peut causer des taches ou des rayures sur l'image, ces taches, aux contours mal définis, apparaissent alors sur chaque image et au même endroit sur toutes les images ;

  - les dessus de certains porte-grilles sont en fibre de carbone et, selon le fabricant, ils présenteront des caractéristiques particulières qui feront en sorte que le bas kilovoltage utilisé en mammographie produira un haut contraste sur le film, laissant ainsi apparaître l'image de la texture du porte-grille ;

  - une bande de densité plus élevée apparaîtra près du thorax si la grille est mal positionnée dans le porte-grille, tandis qu'une bande de densité plus faible apparaîtra si le rebord antérieur du porte-grille vient se superposer au bord thoracique du film dans la cassette.

– Problèmes propres à la grille antidiffusante :

  - traces des lignes de grille ;

  - variation de la densité.

– Problèmes liés à la cassette :

  - mauvais contact film-écran ;

- cassette endommagée ;
- emplacement de l’écran dans la cassette (l’écran doit être aligné correctement dans la cassette, sinon il y aura une bande non exposée sur le film).

Les artéfacts dus à la manipulation ou à l’entreposage des films

– Voile de fond dû à l’âge du film ;

– voile produit en chambre noire ;

– marques de pression ;

– artéfacts similaires à l’arrachement d’émulsion parce que les films ont été entreposés à plat et non verticalement ;

– marques causées par l’électricité statique ;

– marques en forme de croissants causées généralement par des coups d’ongle ;

– marques faites par des poussières dans la cassette.

Note : *Une description détaillée des artéfacts est donnée dans le* Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie.

Les poussières se déposent sur les films au moment des manipulations. Le phénomène est plus important lorsque l’environnement contient beaucoup de poussières en suspension dans l’air ou lorsque le film est électrisé par frottement.

Le contrôle de la poussière est grandement influencé par le degré d’humidité et la propreté de la chambre noire. L’humidité relative de l’air de la chambre noire doit être maintenue à un minimum de 50 %. Il faut humecter régulièrement les surfaces de travail telles que le comptoir et le tablier de l’appareil de traitement.

Les principales causes d'apparition de poussières sur les films sont les suivantes :

- l'arrivée d'un air mal filtré contenant des poussières ;
- l'arrivée d'air par des orifices dans les murs, le plancher ou le plafond de la chambre noire ;
- l'accumulation de matériel sale ou poussiéreux dans la chambre noire, par exemple des vêtements, des outils, des boîtes d'expédition ou du matériel entreposé ;
- les surfaces de matière fibreuse, les matériaux isolants, les tuiles acoustiques, le bois non peint ou les tapis, entre autres ;
- la pression négative de l'air de la chambre noire par rapport aux pièces environnantes.

Critères de performance

ARTÉFACTS

Défaut d'uniformité acceptable

ALARA

- ❑ Principe ALARA (*as low as reasonably achievable*)

  Tout défaut d'uniformité apparent sur l'image devra faire l'objet d'une correction. Toutefois, les artéfacts ne pourront être éliminés complètement.

  Le physicien peut accepter un défaut d'uniformité s'il est à peine visible et si, selon son jugement, il ne représente pas un facteur de dégradation de l'image. Ainsi en est-il des problèmes causés par le mammographe, les cassettes ou les poussières et de certains problèmes provoqués, entre autres, par le développement, les marques de sabots ou les égratignures. Toutefois, les artéfacts qui peuvent nuire au diagnostic doivent être éliminés.

- ❑ Le physicien doit indiquer s'il y a présence ou non d'artéfacts et si ces artéfacts sont jugés acceptables ou non (voir l'annexe 16).



4.7.2. Système numérique

Note : *Les artéfacts que nous retrouvons en imagerie numérique peuvent se présenter sous des aspects très différents de ceux que nous observons habituellement dans un système film-écran. Ainsi, la procédure exige de recourir à différents tests-objets de façon à percevoir les types d'artéfacts possibles sur l'image.*

Objectifs

– Vérifier l'uniformité du champ plat (*flat field*) et déceler les artéfacts qui peuvent affecter la qualité de l'image servant au diagnostic.

– Évaluer la déformation géométrique sur l'image.

– Trouver la source de ces artéfacts.

– Indiquer les mesures à prendre pour éliminer ces artéfacts, si possible.

Matériel requis

– Des absorbants d'acrylique totalisant des épaisseurs de 4 et de 6 cm permettant de couvrir toute la surface du détecteur ;

– une grille de contact (16 mailles/cm ou 40 mailles/po) pouvant couvrir une surface de 24 cm x 30 cm ;

– les outils de mesure numérique des distances ;

– une feuille d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur (utilisée au moment de mesurer la CDA) ;

– tous les récepteurs utilisés pour les mammogrammes. Dans un système CR, le récepteur désignera le porte-grille. Une cassette avec plaque photostimulable de chaque format sera étiquetée comme cassette de référence, s'il y a lieu ;

– un formulaire *Évaluation des artéfacts – Système numérique* (annexe 16a).

Procédure et précautions

Vérification de l'uniformité du champ plat et de la présence d'artéfacts ou d'une déformation géométrique

1. Utiliser le récepteur de 18 cm x 24 cm ou le récepteur utilisé habituellement.

2. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm d'épaisseur sur le récepteur, de façon à le recouvrir entièrement.

3. Placer la grille de contact à 45º, de façon à ce que les lignes de la grille soient en diagonale.

4. Afin de respecter les conditions valant pour les mammogrammes, abaisser la plaque de compression sur la grille de contact.

5. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques selon les combinaisons anode-filtre vérifiées et la tension (en kVp) choisie. Faire une exposition.

   Note : *La tension (en kVp) la plus basse utilisée pour les mammogrammes sera sélectionnée pour chaque combinaison anode-filtre vérifiée.*

6. Ajuster le contraste et la luminosité ainsi que le fenêtrage pour apercevoir les fins détails de l'image. Le contraste doit être élevé sans toutefois que l'image ne devienne en noir et blanc ou que l'on ne puisse percevoir les différentes teintes de gris.

7. Rechercher les images d'artéfacts présentées sous la forme de points noirs ou blancs, les lignes ou les bandes ainsi que les variations de densité ou de signal. Ces artéfacts peuvent simuler ou masquer des masses ou des microcalcifications sur les images servant au diagnostic. Les secteurs sans points noirs ne devraient pas occuper plus de 10 % de l'image. Noter les observations sur le formulaire (annexe 16A).

8. Après avoir vérifié la présence d'artéfacts, s'assurer que la luminosité et le contraste sont optimaux, et vérifier l'uniformité du champ plat (*flat field*).

9. Observer le contour de l'image numérique sur le moniteur afin de vérifier s'il y a une déformation géométrique du grillage (< 1 cm). Noter les observations sur le formulaire.

10. Vérifier l'image sur une plus grande surface pour rechercher les défauts d'uniformité. Les mauvais pixels se présenteront comme un défaut localisé (mauvais pixel isolé) ou, encore, en colonne ou en bande (mauvaise colonne).

11. S'il apparaît des artéfacts ou un défaut d'uniformité, il faut faire une seconde image numérique en utilisant des absorbants d'acrylique différents ou en les tournant de 90º, de façon à démontrer que l'artéfact ne provient pas du matériel utilisé mais bien du système lui-même.

12. La vérification de la présence d'artéfacts doit être effectuée pour les différentes combinaisons anode-filtre utilisées dans le centre de mammographie et pour le petit foyer, alors selon la technique d'agrandissement – c'est-à-dire avec le support d'élévation utilisé en mammographie.

    Note : *Afin d'éviter des expositions trop courtes qui pourraient provoquer des artéfacts dus à la grille, l'épaisseur d'acrylique peut être augmentée pour la combinaison rhodium-rhodium. Placer l'épaisseur minimum d'acrylique qui permet l'utilisation de l'anode de rhodium et choisir la plus basse tension (en kVp) appliquée avec cette combinaison anode-filtre pour prendre les mammogrammes.*

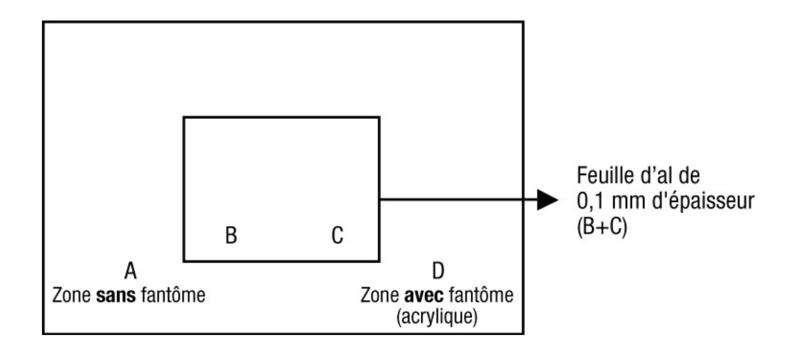
13. Répéter la procédure pour le récepteur de 24 cm x 30 cm, ou tout autre récepteur utilisé dans le centre de mammographie, et la plaque de compression correspondante avec la combinaison anode-filtre requérant la plus basse tension (en kVp) appliquée pour les mammogrammes. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 16a).

14. Visualiser au moins une image sur tous les dispositifs d'affichage et d'impression.

Vérification des images fantômes et de l'efficacité de l'effacement (système DR seulement)

1. Utiliser le récepteur de 18 cm x 24 cm ou le récepteur utilisé habituellement.
2. Placer l'absorbant d'acrylique de 4 cm d'épaisseur sur le récepteur.
3. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques valant pour un sein mixte compressé à 4 cm.
4. Pour la première image, placer l'absorbant d'acrylique de façon à couvrir la moitié du détecteur. L'autre moitié ne sera pas couverte. Faire une exposition.
5. Pour la deuxième image, placer l'absorbant d'acrylique de façon à ce qu'il recouvre entièrement le détecteur et mettre une feuille d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur au centre, sur l'absorbant d'acrylique. Le temps entre la prise des images devrait être d'environ **une minute**.

FIGURE 25 : VÉRIFICATION DES IMAGES FANTÔMES (*GHOSTS*)



6. Mesurer la valeur moyenne des pixels dans la région d'intérêt (ROI) aux endroits marqués par les lettres A, B et C (voir la figure 25).



FACTEUR DE L'IMAGE FANTÔME (*GHOST*)

< 0,3
(valeur absolue)

7. Calculer le facteur de l'image fantôme en valeur absolue (sans égard aux signes).

$$\text{Facteur} = \frac{\text{valeur moyenne des pixels (C) - valeur moyenne des pixels (B)}}{\text{valeur moyenne des pixels (A) - valeur moyenne des pixels (B)}}$$

   En valeur absolue, le **facteur** de l'image fantôme doit être **inférieur à 0,3**. Si cette limite est dépassée, il faut vérifier l'homogénéité de l'image.

8. Répéter la procédure (étapes 2 à 7) pour les autres récepteurs, s'il y a lieu. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 16a).

Analyse et interprétation

Précisons ici qu'un système CR comprend généralement un ensemble de paramètres conventionnels pour l'acquisition des images : porte-grille, grille, cassette et traitement des plaques photostimulables que nous pouvons comparer au développement d'un film dans un système de développement du type « plein jour ». Ainsi, nous retrouverons des artéfacts semblables à ceux d'un système film-écran. La source de ces artéfacts pourrait être :

– la plaque photostimulable ;

– le lecteur de plaques (les problèmes peuvent être différents d'un fabricant à l'autre) ;

– le logiciel de traitement de l'image ;

– l'imprimante laser.

Une bonne connaissance des différents artéfacts permettra d'en trouver la source et de résoudre promptement les problèmes qui se posent. En voici quelques exemples associés à certaines causes possibles.

Déformation géométrique

La déformation géométrique peut s'apparenter à l'information utile pour le diagnostic ou la masquer. Elle peut être provoquée par un mauvais fonctionnement ou une défectuosité :

- de l'appareillage (tube, grille, lecteur de plaques, plaque photostimulable) ;
- du logiciel de traitement de l'image (algorithme) ;
- du moniteur (voir la section 4.3.2).

Lignes verticales ou horizontales sur l'image

L'apparition de lignes verticales ou horizontales sur l'image peut être provoquée par :

- des problèmes liés à la mémoire du système (lignes manquantes ou pixels manquants) ;
- la présence de grains de poussière dans le système optique de guidage de lumière, laquelle peut entraîner l'apparition d'une ou de plusieurs lignes blanches sur l'image. Un nettoyage du système sera alors demandé à la personne-ressource désignée pour corriger le problème ;
- un mauvais fonctionnement du lecteur de plaques photostimulables, par exemple la réduction ou la fluctuation de la puissance du laser (*skipped scan lines*) ;
- un mauvais fonctionnement du lecteur, lequel peut produire des lignes, généralement verticales, sur l'ensemble de l'image. Le contrôle électronique du tube photomultiplicateur pourrait être une cause de ce type de problème ;
- le passage de la plaque photostimulable dans le lecteur de plaques, qui peut provoquer un fendillement de la plaque à cause de la courbure qu'elle subit pendant le transport dans le lecteur. Ce fendillement se produit dans un premier temps sur les côtés de la plaque, dans la zone non utilisée pour les mammogrammes. Avec le temps, le problème s'étendra à la zone centrale de la plaque. Prenant l'aspect d'une ligne blanche, l'artéfact pourrait se confondre avec la structure et provoquer une erreur de diagnostic.

La plaque photostimulable doit être remplacée et mise de côté immédiatement lorsque l'artéfact apparaît sur sa surface utile et qu'il peut nuire au diagnostic ;

– la numérisation du film (numériseur).

Augmentation du bruit sur l'image

Une quantité insuffisante de photons atteignant le détecteur (sous-exposition ou mauvais choix de grille) provoquera une augmentation du bruit.

Image résiduelle ou image fantôme

L'image résiduelle peut être relativement petite et localisée, et avoir différentes causes comme :

– un délai d'effacement trop long entre chaque exposition ;
– l'effacement incomplet de la plaque photostimulable entre deux expositions, un type de problème qui se rencontre fréquemment. Généralement, les plaques photostimulables sont effacées automatiquement après la lecture. Elles doivent tout de même être effacées manuellement au début de chaque journée de travail, avant de prendre des mammogrammes, ou à l'occasion d'une surexposition. Dans ce dernier cas, le temps d'effacement peut être plus long. Certains lecteurs de plaques peuvent offrir un choix pour la sélection de l'effacement. Il sera important de faire le choix approprié ;
– le mauvais fonctionnement du lecteur de plaques, alors que les deux lumières produites par laser sont lues en même temps ;
– la rétrodiffusion, compte tenu de la grande sensibilité des matériaux luminescents au rayonnement diffusé. Ainsi, la diffusion des objets derrière la cassette peut provoquer la création d'une *image artéfact* de cet objet. L'ajout d'une feuille de plomb derrière la cassette devrait éliminer ce problème, lequel se pose principalement en radiographie générale. Habituellement, les cassettes sont conformes à cet égard. Toutefois, certaines cassettes pourraient être inadéquates. Afin de réduire la rétrodiffusion, il sera recommandé de réduire le champ d'exposition au maximum selon la structure radiographiée ;

– l’insertion de deux plaques photostimulables dans la cassette. Deux plaques auraient pu s’insérer dans une même cassette. Après une exposition, la plaque située au fond serait extraite, lue et replacée normalement, entraînant de multiples expositions de la plaque supérieure. Ce problème sera découvert au moment du nettoyage de la cassette. Dans un tel cas, les deux plaques photostimulables devront être effacées complètement avant leur réutilisation.

Artéfacts dus à des poussières ou à d’autres débris

Dans un système CR, tout débris qui bloque l’émission de lumière lorsque la plaque est balayée par le laser dans le lecteur de plaques provoquera un artéfact blanc qui peut s’apparenter à une microcalcification. Le nettoyage des cassettes et des plaques photostimulables est donc nécessaire, et il doit s’effectuer selon les recommandations du fabricant.

Artéfacts ayant le même aspect qu’une marque de rouleau

L’arrêt accidentel de la plaque photostimulable dans le lecteur de plaques peut causer un artéfact qui a l’aspect d’une marque de rouleau produite dans un système film-écran.

Artéfacts ayant l’aspect d’une tache blanche

Une plaque photostimulable défectueuse ou malpropre peut être la cause d’artéfacts qui ont l’aspect d’une tache blanche.

Le séchage de la plaque après un nettoyage est aussi important. Des marques peuvent se présenter sur l’image lorsque le séchage de la plaque a été insuffisant. Ces marques peuvent prendre un aspect ouaté et pourraient simuler des masses.

Artéfacts liés à un détecteur défectueux

La présence d’artéfacts peut aussi être attribuable :

– à un mauvais entreposage ou à l'exposition au soleil des plaques photostimulables ;

– à une déformation, à l'usure ou au vieillissement de la plaque photostimulable ;

– au bris ou à une défaillance d'un élément du détecteur, donnant des pixels erronés ou défectueux.

Artéfacts causés par le traitement de l'image (manipulation)

Un rehaussement trop important de l'image peut produire un effet qui viendra exagérer certains contours, jusqu'à produire un halo qui pourrait s'apparenter à certains signes sur lesquels porte le diagnostic et entraîner des erreurs.

Il est donc important d'avoir une charte technique détaillée dans la salle de mammographie. Normalement, l'utilisation des paramètres standard indiqués sur la charte fait que le rehaussement de l'image ne devrait pas être fréquent.

Artéfacts causés par l'imprimante

Selon que l'on utilise une imprimante laser à développement humide ou sec, les marques peuvent se présenter différemment. Elles apparaissent à la surface du film sous forme de bandes plus ou moins larges, de taches ou encore de lignes fines ressemblant à des égratignures.

Critères de performance et mesures correctives

❑ Principe ALARA (*as low as reasonably achievable*)

ARTÉFACTS

Défaut d'uniformité acceptable

ALARA

Tout défaut d'uniformité apparent sur l'image devra faire l'objet d'une correction. Toutefois, les artéfacts ne pourront être éliminés complètement.

Le physicien peut accepter un **certain défaut d'uniformité** s'il est à peine visible et si, selon son jugement, il ne représente pas un

facteur de dégradation de l'image. Toutefois, les artéfacts qui peuvent nuire au diagnostic doivent être éliminés.

Le physicien doit indiquer s'il y a présence ou non d'artéfacts et si ces artéfacts sont jugés acceptables ou non.



ARTÉFACTS

Facteur image fantôme
< 0,3
(valeur absolue)

Déformation géométrique du contour de l'image
≤ 1 cm

Secteur sans points noirs
≤ 10 %

- ❑ Pour éviter les images résiduelles, ou images fantômes, le facteur image fantôme doit être inférieur à 0,3 en valeur absolue.
- ❑ Si un artéfact ou un manque d'uniformité apparaît sur tous les moniteurs ou si un artéfact se déplace avec l'image lorsque l'on utilise l'outil de déplacement de l'image sur le moniteur, la source du problème est possiblement le système d'acquisition de l'image. Le physicien peut, dans certains cas, demander que le fichier gain propre à la combinaison anode-filtre soit de nouveau étalonné.
- ❑ Si l'artéfact n'apparaît que sur un moniteur, il faut nettoyer le cache (surface) de l'écran.
- ❑ Si l'artéfact n'apparaît que sur les copies imprimées, le problème origine de l'imprimante. Il faut alors se référer aux instructions fournies par le fabricant de l'imprimante.
- ❑ Pour certains artéfacts, plusieurs composantes devront être vérifiées, par exemple le moniteur, le lecteur de plaques et les plaques photostimulables.
- ❑ La déformation géométrique du contour de l'image ne devrait pas dépasser 1 cm.
- ❑ Les secteurs sans points noirs ne devraient pas occuper plus de 10 % de l'image.
- ❑ Aucune ligne sans points noirs ne devrait paraître sur plus du quart de la longueur de l'image.
- ❑ Les corrections devront être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement (avant de prendre des mammogrammes) ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.

4.8. L'ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME

Mammographie
CLASSIQUE

4.8.1. Système film-écran

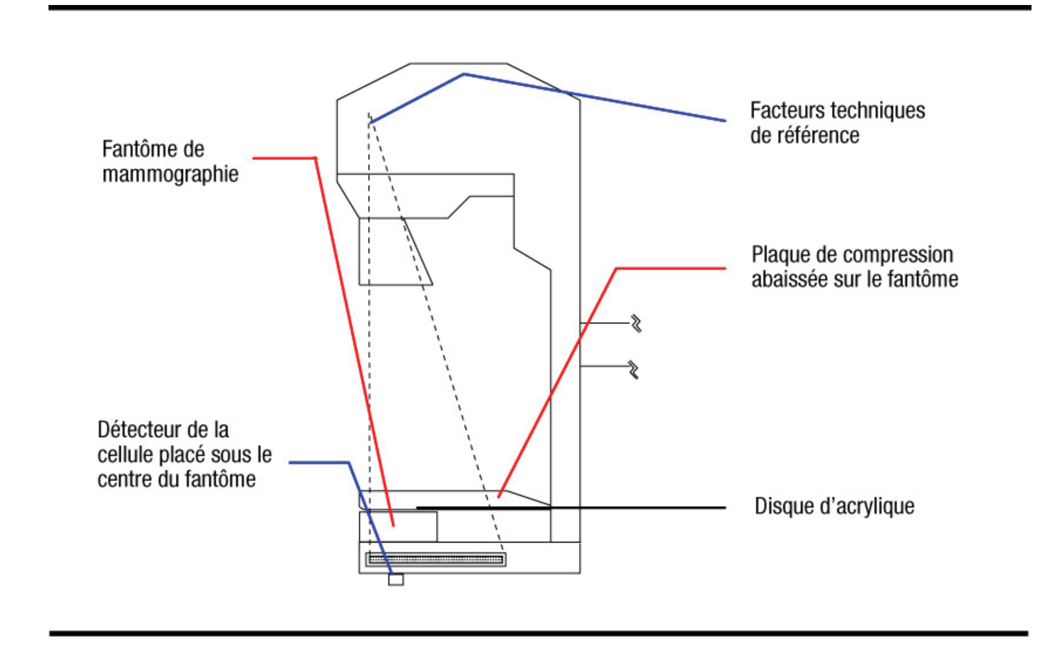
Objectifs

– S'assurer du rendement optimal de l'équipement radiologique ainsi que de ses composantes et de l'appareil de traitement.

– Vérifier la densité optique sur le film ainsi que le contraste, l'uniformité et la qualité de l'image produite à l'aide de ces équipements.

– Connaître la capacité du système à détecter des structures telles que des fibres, des microcalcifications et des masses.

FIGURE 26 : L'ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME



Matériel requis

- Un fantôme de mammographie (RMI 156, dans la version dotée d'un numéro de série visible sur les films après l'exposition, ou NA 18-220 ou CIRS 015) ;
- un disque d'acrylique de 4 mm d'épaisseur et de 1 cm de diamètre ;
- la cassette de référence de chaque format utilisé dans le centre de mammographie pour le contrôle de la qualité ;
- un densitomètre à lecture ponctuelle ;
- le film témoin fourni avec le fantôme ;
- la loupe utilisée pour la lecture ;
- des caches pour le négatoscope ;
- un formulaire *Évaluation de l'image du fantôme* (annexe 17).

Procédure et précautions

1. Utiliser un film de mammographie courant. Charger la cassette de référence et s'assurer d'attendre suffisamment longtemps pour obtenir un bon contact film-écran (environ quinze minutes).

   Note : *Pour éliminer la variation de densité entre les écrans, prendre toujours la même cassette. Cette cassette doit être utilisée régulièrement dans le service.*

2. Placer la cassette dans le porte-grille (*bucky*).

3. Placer le fantôme sur le porte-grille de façon à aligner le côté thoracique du fantôme avec le côté thoracique du porte-grille (une des faces du fantôme RMI 156 présente une légère dépression qui correspond au mamelon). Centrer le fantôme par rapport à la gauche et à la droite.

4. Placer le **disque d'acrylique entre la 1re et la 2e fibre,** fibres plus larges du fantôme (voir la figure 27). Il est important de ne pas le superposer aux objets du fantôme et de ne pas être vis-à-vis des détecteurs (photocellules).

5. Abaisser le dispositif de compression. Certains appareils doivent appliquer une légère compression pour que le mécanisme de l'exposition fonctionne.

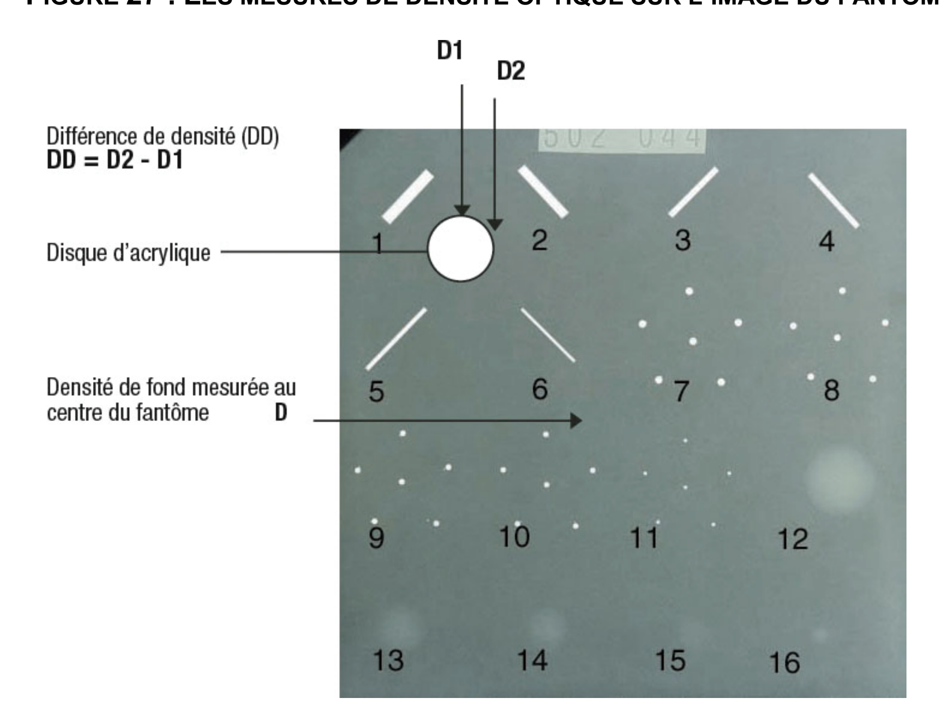
6. Positionner le détecteur de la cellule sous le centre du fantôme.

7. Sélectionner les facteurs techniques de référence et exposer le fantôme. Noter la charge (en mAs) et la tension (en kVp) après l'exposition. Inscrire les résultats obtenus sur le formulaire (annexe 17).

8. Développer le film en s'assurant que l'orientation du film dans l'appareil de traitement, incluant le côté qui porte l'émulsion, est celle qui est donnée dans le centre de mammographie.

9. À l'aide du densitomètre, mesurer la densité optique de la façon qui suit.

FIGURE 27 : LES MESURES DE DENSITÉ OPTIQUE SUR L'IMAGE DU FANTÔME



– Mesurer la densité de fond (D), c'est-à-dire la densité optique, au centre de l'image du fantôme (voir la figure 27).

– Mesurer la densité optique à l'intérieur du disque (D1) et directement à côté de celui-ci (D2), à droite ou à gauche, perpendiculairement à l'axe anode-cathode (voir la figure 27). La différence entre ces deux densités optiques s'appellera différence de densité (DD). Pour pouvoir comparer les résultats, il est important de toujours prendre les lectures aux mêmes endroits sur le film.

10. Inscrire la densité de fond (D) et la différence de densité obtenue (DD) sur le formulaire (annexe 17).

11. Répéter la procédure (étapes 1 à 10) pour l'autre format de cassette. Si plus d'un type de film est utilisé, l'image du fantôme sera évaluée avec chaque type de film.

    Note : *Le physicien devrait prendre un film du fantôme utilisé dans le centre et le conserver afin de pouvoir comparer les images à distance, si nécessaire, entre ses visites annuelles.*

    Par ailleurs, il pourrait être utile pour le technologue de connaître le rapport entre la qualité de l'image résultant de l'utilisation d'un autre mode d'exposition – par exemple en mode standard ou dose – et, d'autre part, la dose obtenue pour les combinaisons anode-filtre ainsi que la tension appliquée. Le physicien pourrait prendre l'image du fantôme (4,2 cm) selon chacun des différents modes utilisés pour les mammogrammes. Les facteurs techniques obtenus (anode, filtre, kVp, mAs) doivent être notés ; ils serviront à estimer la dose. La couche de demi-atténuation (CDA) devra être mesurée pour ces différentes combinaisons afin de permettre le calcul de la dose.

Analyse et interprétation

La lecture de l'image du fantôme doit être faite dans des conditions optimales. Par conséquent, l'éclairement de la pièce sera au minimum et les caches seront installés sur le négatoscope afin d'éviter l'éblouissement. Il faut utiliser la loupe pour évaluer les objets de l'image du fantôme. Il faut également attendre quelques minutes, le temps que les yeux s'adaptent à l'obscurité, avant de commencer la lecture.

1. Mesurer la densité de fond (D) et calculer la différence de densité (DD) dans un premier temps. S'assurer que ces valeurs répondent aux critères de performance à respecter avant de continuer le test.

2. Évaluer chaque catégorie d'objets ou groupe d'objets séparément, en comptant toujours les images de la plus grosse à la plus petite, pour chacune. Dans chaque catégorie, **il faut cesser de compter lorsqu'une valeur de 0,5 ou 0 est obtenue pour un objet.**

   – Évaluer les fibres.

     - **Compter 1 point** si la fibre est vue sur toute sa longueur, en tenant compte de sa situation et de son orientation.

     - **Compter 0,5 point** si la fibre est partiellement visible mais que sa longueur est d'au moins la moitié de sa grandeur réelle, en tenant compte de sa situation et de son orientation.

     - Additionner les points de chaque fibre complète ou partielle, de la plus large à la plus fine. Lorsqu'une valeur de 0,5 ou 0 est obtenue, il faut cesser de compter.

       Note : *Une fibre complète plus fine qu'une fibre incomplète n'est pas comptabilisée.*

     - Après avoir compté la dernière fibre réelle, chercher les artéfacts ressemblant à une fibre. Pour tout artéfact similaire n'étant pas au bon endroit ou n'ayant pas la bonne orientation, **déduire** du total la valeur de la dernière fibre comptée. L'artéfact doit cependant être de dimension égale ou supérieure à la dernière fibre réelle comptée pour être déduit. Par exemple, si la valeur de la dernière fibre réelle est de 1 point et que celle de l'artéfact est de 0,5 point, l'artéfact ne sera pas déduit du résultat total des fibres. Par contre, si la valeur de la dernière fibre réelle est de 0,5 point et que celle de l'artéfact est de 1 ou 0,5 point, la déduction sera de 0,5 puisque seule la valeur de la dernière fibre sera déduite.

       Le résultat **minimum** pour l'évaluation des fibres est de **4**.

– Évaluer les microcalcifications.

- **Compter 1 point** si au moins quatre des six microcalcifications d'un même groupe sont visibles, en tenant compte de leur position.

- **Compter 0,5 point** si deux ou trois des six microcalcifications d'un même groupe sont visibles, en tenant compte de leur position.

- Additionner les points de chaque groupe complet ou partiel, en commençant par celui qui contient les plus grosses microcalcifications. Lorsqu'une valeur de 0,5 ou 0 est obtenue, il faut cesser de compter.

  Note : *Un groupe complet de microcalcifications aperçu à la suite d'un groupe dont la valeur obtenue est de 0 ou 0,5 point, ne sera pas comptabilisé.*

- Après avoir compté le dernier groupe, chercher les artéfacts qui ressemblent à des microcalcifications. S'ils se situent dans la zone du bloc de cire, **soustraire dans un rapport de un pour un chaque artéfact en le comptant pour une microcalcification**. Par exemple, si trois artéfacts ressemblant à des microcalcifications sont décelés, il faut soustraire du même nombre le résultat du dernier groupe de microcalcifications visible.

  Le résultat **minimum** pour l'évaluation des groupes de microcalcifications est de **3**.

– Évaluer les masses.

- **Compter 1 point** si la masse est visible, en tenant compte de sa position. Aux fins du calcul, le périmètre doit être visible au moins aux trois quarts.

- **Compter 0,5 point** si la masse est dans la bonne position, mais qu'elle n'apparaît pas au moins aux trois quarts de sa dimension réelle.

- Additionner les points de chaque masse entière ou partielle, de la plus grosse à la plus petite. Lorsqu'une valeur de 0,5 ou 0 est obtenue, il faut cesser de compter.

Note : Une masse complète n'est pas comptabilisée si elle est aperçue sur l'image du fantôme à la suite d'une masse dont la valeur obtenue est de 0 ou 0,5 point.

- Après avoir compté la dernière masse réelle, chercher les artéfacts qui ressemblent à une masse. Pour tout artéfact similaire n'étant pas situé au bon endroit, **déduire** du total la valeur de la dernière masse comptée. Toutefois, l'artéfact ressemblant à une masse doit être de dimension égale ou supérieure à la dernière masse réelle comptée pour être déduit. Par exemple, si la valeur de la dernière masse réelle est de 1 point et que celui de l'artéfact est de 0,5 point, l'artéfact ne sera pas déduit du résultat total des masses. Par contre, si la valeur de la dernière masse est de 0,5 point et que celui de l'artéfact est de 1 ou 0,5 point, la réduction sera de 0,5 puisque seule la valeur de la dernière masse sera déduite.

  Le résultat **minimum** pour l'évaluation des masses est de **3**.

  Note : *Un bruit excessif sur le fantôme produira une image où la forme des masses apparaîtra altérée et où le contour de ces masses ne sera pas vu clairement.*

3. Faire l'évaluation globale.

   À l'aide de la loupe, examiner attentivement l'image pour voir s'il y a des zones non uniformes, des lignes de grille ou des artéfacts causés par la grille, ou s'il y a présence de tout autre artéfact (ex. : poussière, saleté, etc.). Comparer ce film avec le film témoin, lequel montre les objets que contient le fantôme, ainsi qu'avec les autres films du fantôme obtenus au cours des tests précédents.

4. Inscrire tous les résultats sur le formulaire relatif à l'évaluation de l'image du fantôme dans un système film-écran (annexe 17).

Note : Nous vous référons au Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie *publié en juin 2001. Les figures 18, 19 et 20 montrent l'évaluation des objets sur des images de fantôme.*

Critères de performance et mesures correctives

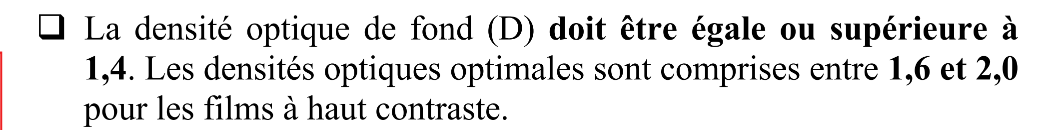


IMAGE DU FANTÔME

Densité minimale
D ≥ 1,4 DO

Contraste minimal
DD ≥ 0,4

❑ La densité optique de fond (D) **doit être égale ou supérieure à 1,4**. Les densités optiques optimales sont comprises entre **1,6 et 2,0** pour les films à haut contraste.



D ≥ 1,4

Note : Lorsque le contrôle de la qualité est bien établi et que l'équipement est en bon état, les limites de contrôle appliquées dans le centre de mammographie sont habituellement maintenues entre ± 0,1 et ± 0,15.

❑ La différence de densité (DD) **ne doit pas être inférieure à 0,4**. Les valeurs optimales pour un film à haut contraste se situent entre **0,5 et 0,6**.



IMAGE DU FANTÔME

Densité optique optimale
D entre 1,6 et 2,0 DO

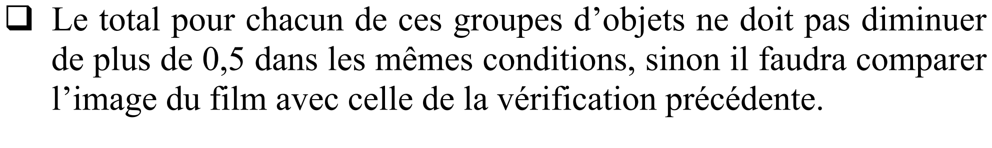
Contraste optimal
DD entre 0,5 et 0,6

DD ≥ 0,4

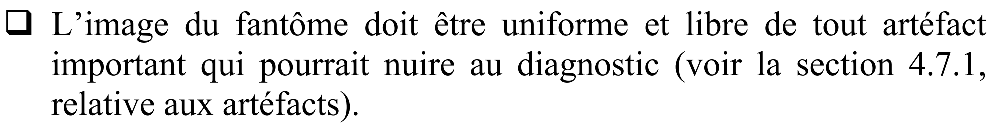
*La différence de densité (DD) dépendra de l'épaisseur du disque, du choix de film, de la tension (*en *kVp) et de la densité de fond.*

Une charge (en mAs) et une densité de fond élevées feront varier cette différence de densité pour le même film, la même tension et les mêmes conditions de développement.

❑ Les nombres **minimums** d'objets devant apparaître sur l'image du fantôme sont : 4 fibres, 3 groupes de microcalcifications et 3 masses.



- ❑ Le total pour chacun de ces groupes d'objets ne doit pas diminuer de plus de 0,5 dans les mêmes conditions, sinon il faudra comparer l'image du film avec celle de la vérification précédente.



- ❑ L'image du fantôme doit être uniforme et libre de tout artéfact important qui pourrait nuire au diagnostic (voir la section 4.7.1, relative aux artéfacts).



- ❑ La variation de la densité optique entre les images du fantôme prises sur les différents mammographes d'un même centre ne doit pas excéder 0,3 dans les mêmes conditions de développement.

- ❑ Si un système ne répond pas aux critères de performance établis, **le physicien doit recommander l'arrêt de l'utilisation de ce système**. Le problème devra être défini et résolu sans délai avant que ce système puisse à nouveau être utilisé pour prendre les radiogrammes. D'autres tests devront être effectués pour isoler la source du problème.



4.8.2. Système numérique

Note : *L'utilisation du fantôme habituel (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015) est discutable pour évaluer un système numérique, selon différentes études publiées. Toutefois, ce fantôme demeure facile d'utilisation et donne, somme toute, des renseignements concernant les différents types de structures à visualiser.*

L'évaluation de l'image du fantôme dans un système film-écran s'effectue de la même façon dans un système numérique, tout en respectant les conditions valant pour les mammogrammes. En général, le système numérique permettra d'obtenir des nombres supérieurs à ceux du système film-écran au moment de l'évaluation des objets. Il sera donc important de noter la meilleure performance obtenue avec un appareil quant au nombre d'objets comptés. Ces résultats serviront de cible pour les vérifications futures. Précisons ici que les résultats ne peuvent être inférieurs à ceux qui sont obtenus dans un système film-écran.

La densité optique mesurée dans un système film-écran fera place au rapport signal sur bruit (RSB) dans un système numérique.

$$\textbf{RSB} = \frac{\text{valeur moyenne des pixels – constante d'excentrement}}{\text{écart-type de la valeur moyenne des pixels}}$$

Note : *La constante d'excentrement a été déterminée au moment de la vérification de la réponse du récepteur (voir la section 4.1.2).*

La valeur moyenne des pixels dans une région d'intérêt (ROI) standard au centre du fantôme et l'écart-type sont mesurés sur l'image du fantôme. Le rapport signal sur bruit (RSB) est ensuite calculé. Le résultat obtenu et les facteurs techniques appliqués seront notés. La valeur du RSB à obtenir lorsque l'appareil est utilisé dans les conditions optimales peut être suggérée par le fabricant ou le technicien de service au moment de l'achat.

Note : La charte technique du centre de mammographie devrait inclure le rapport signal sur bruit (RSB) pour chacune des épaisseurs du sein.

Le contraste sera évalué par le rapport contraste sur bruit (RCB) à une prochaine étape (voir la section 4.8.3).

Inscrire tous les résultats sur le formulaire relatif à l'évaluation de l'image du fantôme dans un système numérique (annexe 17a).

Critères de performance et mesures correctives



- ❑ Le nombre d'objets visibles de chaque catégorie ne doit pas être inférieur à celui qui est obtenu dans un système film-écran, autant sur l'image numérique que sur la copie imprimée. Un résultat supérieur à la norme minimale servira de guide pour évaluer la performance de son propre système de mammographie.

- ❑ À titre indicatif, la comparaison des pointages acceptés en stéréotaxie dans chacun des systèmes, film-écran et numérique, est présentée dans le tableau 17.

TABLEAU 17 : COMPARAISON DES POINTAGES ACCEPTÉS EN STÉRÉOTAXIE POUR LE FANTÔME DE MAMMOGRAPHIE



Objet	Fantôme de mammographie (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015)	
	Système film-écran	Système numérique
Fibres	4,0	5,0
Microcalcifications	3,0	4,0
Masses	3,0	3,5

- ❑ Le rapport signal sur bruit (RSB), qui donne une meilleure évaluation des performances que l'évaluation avec le fantôme, devrait être supérieur à 50, tout en respectant les limites de dose pour chaque exposition du fantôme.

Mammographie
NUMÉRIQUE

4.8.3. Mesure du rapport signal sur bruit (RSB) et du rapport contraste sur bruit (RCB)

Note : *Le présent test permet tant de mesurer l'intensité du signal par rapport au bruit quantique et électronique que d'évaluer la sensibilité relative à la détection d'une différence de contraste dans un système numérique DR ou CR.*

Objectif

Évaluer la qualité du signal de l'acquisition numérique.

Matériel requis

– Des absorbants d'acrylique ou de matériel BR-12 totalisant des épaisseurs de 2, 4, 6 et 8 cm ;

– une feuille (filtre) d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur ;

– la valeur de la constante d'excentrement déterminée au moment de la vérification de la réponse du récepteur (plage dynamique) ;

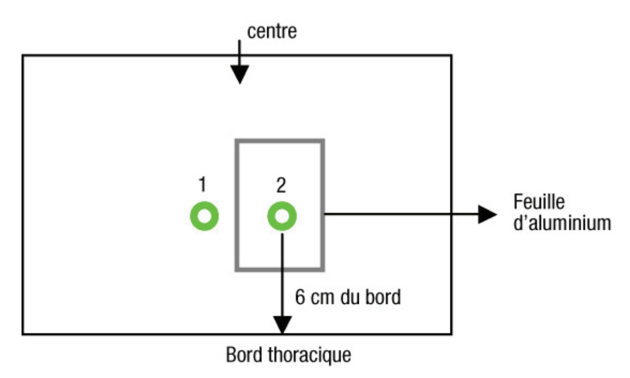
– un formulaire *Mesure du rapport signal sur bruit et du rapport contraste sur bruit* (annexe 18).

Procédure et précautions

1. Placer 2 cm d'absorbants sur le récepteur, de façon à couvrir entièrement la surface du détecteur ou du récepteur d'image. Placer la feuille d'aluminium sur les absorbants d'acrylique, de façon à permettre une lecture vis-à-vis de cette feuille à 6 cm du bord thoracique et une deuxième lecture à la même distance mais à côté de cette feuille (voir la figure 28). La zone des lectures est centrée par rapport à la gauche et à la droite.

2. Sélectionner les facteurs techniques prévus dans la charte du centre pour l'épaisseur d'absorbants utilisée et faire une exposition.

FIGURE 28 : LA MESURE DU RSB ET DU RCB



3. Mesurer la valeur moyenne des pixels et l'écart-type dans une ROI standard (4 cm^2) située à côté de la feuille d'aluminium (1) et dans une autre ROI située vis-à-vis de la feuille d'aluminium (2) à une distance de 6 cm du bord thoracique (voir la figure 28).

4. Calculer le rapport contraste sur bruit (RCB) de la façon suivante :

$$RCB = \frac{\overline{X}_1 - \overline{X}_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}}$$

où X_1 et X_2 sont les valeurs moyennes des pixels de chaque ROI, et σ_1 et σ_2 les écarts-types correspondants.

5. Calculer le rapport signal sur bruit (RSB) de la ROI standard (4 cm^2) située à côté de la feuille d'aluminium, à 6 cm de la paroi thoracique (région indiquée par le chiffre 1 à la figure 28), de la façon suivante :

$$RSB = \frac{\overline{X}_1 - C}{\sigma_1}$$

où $\overline{X}_1$ est la valeur moyenne des pixels, C est la constante d'excentrement et σ_1 est l'écart-type de la valeur moyenne des pixels.

6. Reprendre la procédure (étapes 1 à 5) pour les épaisseurs d'absorbants de 4, 6 et 8 cm en modifiant les facteurs techniques selon la charte et l'épaisseur ou selon le test de compensation du système d'exposition automatique.

Comparaison du bruit et du contraste selon les tissus et le système utilisé

Le tableau suivant présente une comparaison entre les systèmes film-écran et numérique en ce qui concerne la présence de bruit et le contraste obtenu.

TABLEAU 18 : COMPARAISON DU BRUIT ET DU CONTRASTE SELON LES TISSUS

Tissu	Système film-écran	Système numérique
	Plage dynamique limitée (film)	Large plage dynamique
	Contraste nul aux extrêmes de la DO Bruit du film proportionnel à la DO	Contraste du détecteur constant
Zone glandulaire	Faible bruit / faible contraste RCB faible	Bruit quantique élevé / contraste détecteur supérieur au film RCB supérieur au film
Zone mixte	Le bruit augmente / contraste important RCB important	Bruit moyen / contraste détecteur inférieur au film RCB légèrement inférieur au film
Zone adipeuse	Bruit élevé / contraste relativement élevé RCB moyen	Bruit quantique bas / contraste détecteur inférieur au film RCB légèrement meilleur que le film

Critères de performance et mesures correctives

Les mesures obtenues avec les absorbants d'acrylique de 4 cm d'épaisseur seront la référence de départ pour calculer les variations des valeurs selon l'épaisseur des absorbants.



RSB
Variation maximale : ≤ 30 % entre deux épaisseurs consécutives

RCB
Variation > 20 % entre deux épaisseurs consécutives

❑ *Évaluation du rapport signal sur bruit (RSB)*

Le RSB ne devrait pas varier de plus de 30 % entre deux épaisseurs consécutives d'acrylique.

❑ *Évaluation du rapport contraste sur bruit (RCB)*

La variation du RCB devrait être supérieure à 20% entre deux épaisseurs consécutives d'acrylique.

5

VÉRIFICATION DU MAMMOGRAPHE ET DE SES COMPOSANTES

Mammographie
CLASSIQUE



Mammographie
NUMÉRIQUE



5.1. L'ÉVALUATION D'ENSEMBLE ET LA RADIOPROTECTION

Objectif

Faire un examen visuel du mammographe dans son ensemble et certaines vérifications relatives à la performance ou à la radioprotection.

FIGURE 29 : L'ÉVALUATION D'ENSEMBLE ET LA RADIOPROTECTION

Écran pour la protection de l'opérateur

Cabinet du générateur et panneau de contrôle

Boîtier du tube : tube radiogène, filtre, collimateur et indicateur lumineux

Axe du support en «C» Permet le mouvement vertical et la rotation de l'ensemble tube-bucky

Cône de protection

Plaque de compression

Indicateurs : tension, mAs, réglage de la densité, force de la compression, épaisseur du sein comprimé

Boutons de réglage des paramètres d'exposition

Sein en compression

Bucky : grille antidiffusante, récepteur d'image et détecteur de la cellule

Matériel requis

- Un électromètre et une chambre d'ionisation ;
- une plaque de plomb de 5 mm ou l'équivalent ;
- trois cassettes ;
- un formulaire *Évaluation d'ensemble et radioprotection* (annexe 19).

Procédure et précautions

Vérification d'ensemble

Vérifier chacun des éléments mentionnés dans le formulaire relatif à l'évaluation d'ensemble et à la radioprotection (voir l'annexe 19) et indiquer son état.

Vérification de l'existence d'un rayonnement de fuite

Note : *Pour cette méthode d'évaluation, il faut disposer d'un appareil à développer et de cassettes.*

La vérification se fait en deux étapes : la première consiste à vérifier s'il existe un rayonnement de fuite et la seconde, à le localiser ainsi qu'à en mesurer l'intensité.

Le rayonnement de fuite de l'ensemble radiogène de tout appareil de radiodiagnostic ne peut excéder un débit de kerma dans l'air de 1 mGy/h ou un débit d'exposition de 115 mR/h lorsque l'appareil fonctionne à une tension nominale et que la charge appliquée correspond à l'apport énergétique maximal déterminé qui est produit pendant une heure.

Note : *La vérification du rayonnement de fuite sera effectuée au moment de l'installation d'un nouvel appareil, ou après des réparations ou des modifications du tube, du collimateur ou de la filtration.*

Première étape

1. S'assurer de réduire au maximum la collimation et bloquer le faisceau de rayonnement primaire, à la sortie du collimateur, à l'aide d'une plaque de plomb ou d'acier.

2. Fixer trois cassettes sur les trois faces de la tête du tube et marquer chacune pour indiquer sa position.

3. Faire quatre expositions après avoir sélectionné les facteurs techniques suivants : 100 mAs et 35 kVp.

4. Développer les films.

5. Vérifier la présence de points noirs (*pinpoints*) ou de zones exposées sur chacun des films, signes d'un rayonnement de fuite.

Deuxième étape

1. Localiser le rayonnement de fuite.

2. Mesurer l'intensité du rayonnement de fuite à l'aide de la chambre d'ionisation. La mesure sera prise à la position la plus rapprochée possible de la source de la fuite. Faire la correction pour établir la valeur du kerma dans l'air à la distance de 1 mètre. Appliquer le facteur de correction pour tenir compte de la surface sous-tendue d'exposition par rapport à la surface du détecteur. Le facteur de correction sera obtenu en calculant le rapport entre la surface d'exposition et la surface du détecteur de la chambre d'ionisation.

***Note :** La mesure du débit se détermine par le calcul de sa moyenne selon une surface de détection de 100 cm^2 n'ayant aucune dimension linéaire supérieure à 20 cm et dont le centre est placé à une distance de 1 m du foyer.*

Critères de performance

- ❑ Seuls les appareils conçus spécialement pour la mammographie peuvent être utilisés pour prendre les mammogrammes. Ils doivent être fixés solidement au plancher ou au mur.

- La charte technique complète (incluant les facteurs relatifs à l'agrandissement et à la stéréotaxie, entre autres) doit être à jour et se trouver dans la salle de mammographie.

- Les mécanismes ou tout autre élément vérifiés qui ne fonctionnent pas ou qui apparaissent défectueux doivent être réparés par un personnel compétent.

- Habituellement, la protection de l'opérateur est assurée par un écran en verre ordinaire de 6 à 7 mm d'épaisseur, ou par un écran en verre ou en acrylique dont l'équivalence en plomb est d'environ 0,06 mm à 30 kVp. Cette protection est adéquate dans la plupart des cas.

NORME MINIMALE

PROTECTION
0,06 mm équivalent Pb à 30 kVp

RAYONNEMENT DE FUITE
1 mGy/h à 1 mètre

- Les éléments de radioprotection sont soumis aux mêmes critères que ceux utilisés qui valent pour l'évaluation des appareils de radiologie générale.

- L'intensité du rayonnement de fuite à 1 mètre du tube, dont le faisceau primaire est bloqué, ne peut excéder un débit de kerma dans l'air de 1 mGy/h ou un débit d'exposition d'environ 115 mR/h.

- Le physicien procède à la vérification d'ensemble dans un esprit de contrôle de la qualité. Il s'agit souvent, pour lui, de poser des jugements qualitatifs. Tout ce qui n'est pas parfaitement conforme aux exigences mentionnées précédemment ou qui, dans son esprit, peut affecter la qualité de l'information ne pourra être toléré et devra être signalé dans son rapport.

- Si le physicien est d'avis qu'il existe un danger pour l'opérateur, le patient ou l'environnement, il le mentionne dans son rapport et en informe immédiatement le technologue responsable. Un danger concernant la radioprotection, qu'il soit de nature mécanique, électrique ou autre et qu'il soit indiqué ou non dans le présent manuel, fera l'objet d'un commentaire et d'une demande de correction.

- Les corrections devront être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.



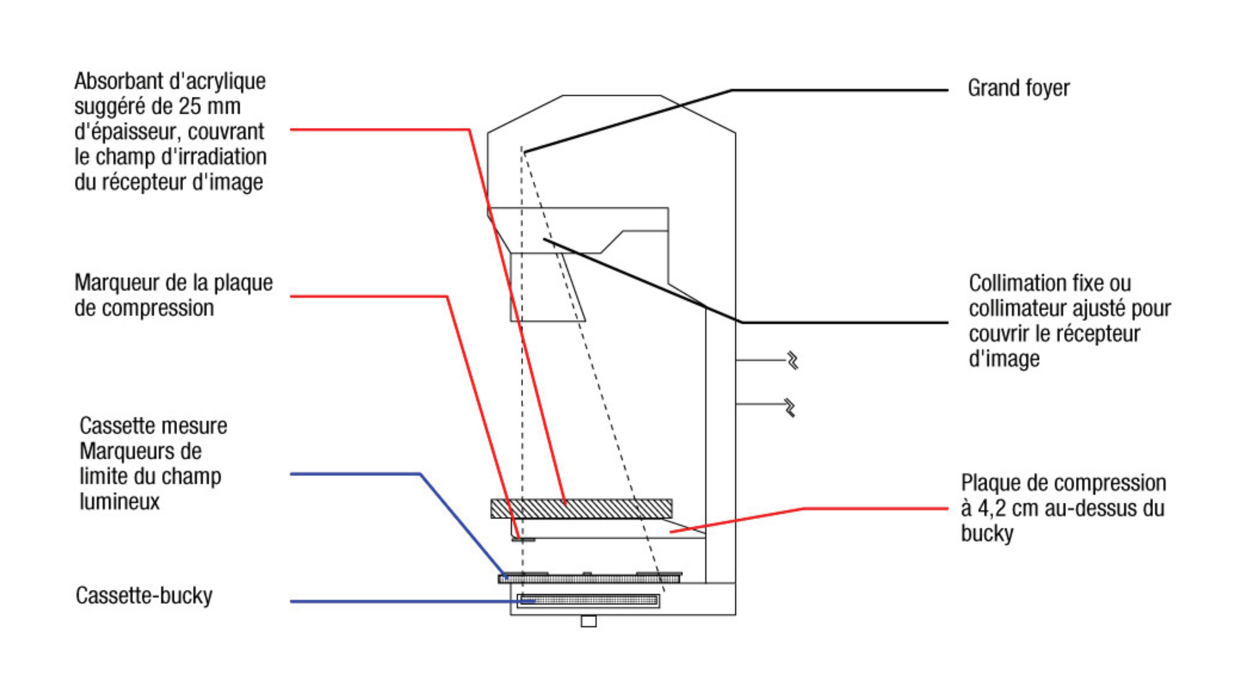


5.2. L'ÉVALUATION DE LA COLLIMATION

Objectifs

- Vérifier l'alignement :
  - du faisceau de rayonnement avec celui de l'indicateur lumineux ;
  - du faisceau de rayonnement avec le récepteur d'image ;
  - du bord de la plaque de compression avec le bord du récepteur d'image situé près de la paroi thoracique.
- S'assurer qu'il n'y a aucun tissu perdu du côté de la paroi thoracique, dans un système numérique (détecteur).

FIGURE 30 : L'ÉVALUATION DE LA COLLIMATION



Matériel requis

- Une cassette de 18 cm x 24 cm appelée cassette-*bucky* ou, selon le cas, le récepteur numérique équivalent ;
- une cassette de 24 cm x 30 cm appelée cassette-*bucky* ou, selon le cas, le récepteur numérique équivalent ;
- une cassette de 24 cm x 30 cm appelée cassette-mesure, pour vérifier la collimation et le récepteur de 18 cm x 24 cm ou l'équivalent ;
- deux cassettes de 18 cm x 24 cm ou de 24 cm x 30 cm appelées cassettes-mesure, pour vérifier la collimation et le récepteur de 24 cm x 30 cm ou l'équivalent ;
- quatre marqueurs (pièces de monnaie ou autres pièces métalliques), pour vérifier la grandeur de champ. Nous recommandons l'usage de plaquettes de métal de 60 mm x 10 mm avec une encoche située au centre, soit à 30 mm de chaque extrémité, parce que ce type de marqueurs facilite la mesure des déviations ;
- un marqueur de plaque de compression ;
- un repère de position (une lettre radio-opaque ou autre) ;
- un absorbant d'acrylique pouvant couvrir une surface de 24 cm x 30 cm et ayant une épaisseur de 20 ou 25 mm (au besoin) ;
- une règle à mesurer avec des graduations opaques aux rayons X ou un autre instrument permettant de vérifier la perte de tissu du côté de la paroi thoracique ;
- un formulaire *Évaluation de la collimation* (annexe 20).

Procédure et précautions

Pour pouvoir procéder au test qui suit, il faut disposer d'un appareil à développer et de cassettes. Dans le cas contraire, des films du type Polaroïd ou une cassette avec plaque photostimulable (*CR*) *peuvent être utilisés.*

1. Placer le tube de rayons X à la position 0º. Placer la cassette-*bucky* dans le porte-grille ou sélectionner le récepteur numérique approprié.

2. Ajuster la grandeur du champ au format du récepteur utilisé. Souvent, le champ de radiation s'ajuste automatiquement à la grandeur du récepteur choisi.

3. Placer la cassette-mesure sur le dessus du récepteur, de manière à ce qu'elle en déborde les limites de tous les côtés. La cassette-mesure doit déborder d'au moins 1 cm du côté de la paroi thoracique. Le champ de lumière projeté par la lampe du collimateur permet de vérifier la position de ladite cassette.

   ***Note :** Si la collimation pour le film grand format (24 cm x 30 cm) est vérifiée, il faut placer deux cassettes-mesure côte à côte sur le récepteur, de façon à s'assurer d'inclure tous les côtés du champ de radiation.*

4. Enlever la plaque de compression.

5. Placer les marqueurs de grandeur de champ de manière à indiquer précisément les limites du champ lumineux à gauche, à droite, en avant (région du mamelon) et du côté paroi thoracique.

6. Placer le marqueur de plaque de compression sous cette plaque en prenant soin d'aligner le côté paroi thoracique de ce marqueur avec le bord de la plaque de compression. Si le bord de la plaque est courbé, choisir le bord le plus à l'intérieur. Placer ce marqueur 50 mm à gauche de la photocellule.

7. Placer un repère de position sur la cassette-mesure – par exemple, un « D » en haut, à droite – ou utiliser un repère de convention.

8. Remettre en place la plaque de compression et l'abaisser à 4,2 cm du *bucky*.

9. Pour obtenir une densité optique adéquate, placer un absorbant d'acrylique grand format de 20 ou 25 mm d'épaisseur, ou un absorbant fait de matériel BR-12 de 10 à 20 mm d'épaisseur, sur le dessus de la plaque de compression. L'absorbant doit atténuer le faisceau sur toute la surface de la cassette (au besoin).

10. En mode manuel, sélectionner le grand foyer et les facteurs techniques appropriés pour obtenir :

    – une première image, celle de la cassette-mesure hors du porte-grille ;

    – une deuxième image, celle de la cassette placée dans le porte-grille ou une image numérique, selon le système utilisé.

11. Développer le ou les films, selon le système utilisé, soit numérique ou film-écran. S'assurer que la densité optique sur le film égale au moins 1. Dans le cas d'un système numérique, observer l'image et l'enregistrer sur un film, si possible.

12. Répéter la procédure (étapes 1 à 11) pour l'autre format de récepteur et de plaque de compression.

13. Vérifier toutes les plaques de compression utilisées pour les mammogrammes.

Analyse et interprétation

La déviation du faisceau lumineux

1. Placer les films l'un à côté de l'autre sur le négatoscope, en respectant la position au moment de l'exposition. En mammographie numérique, la première image sera évaluée sur le négatoscope et la deuxième (image du récepteur), sur le moniteur ou sur un film imprimé après acquisition.

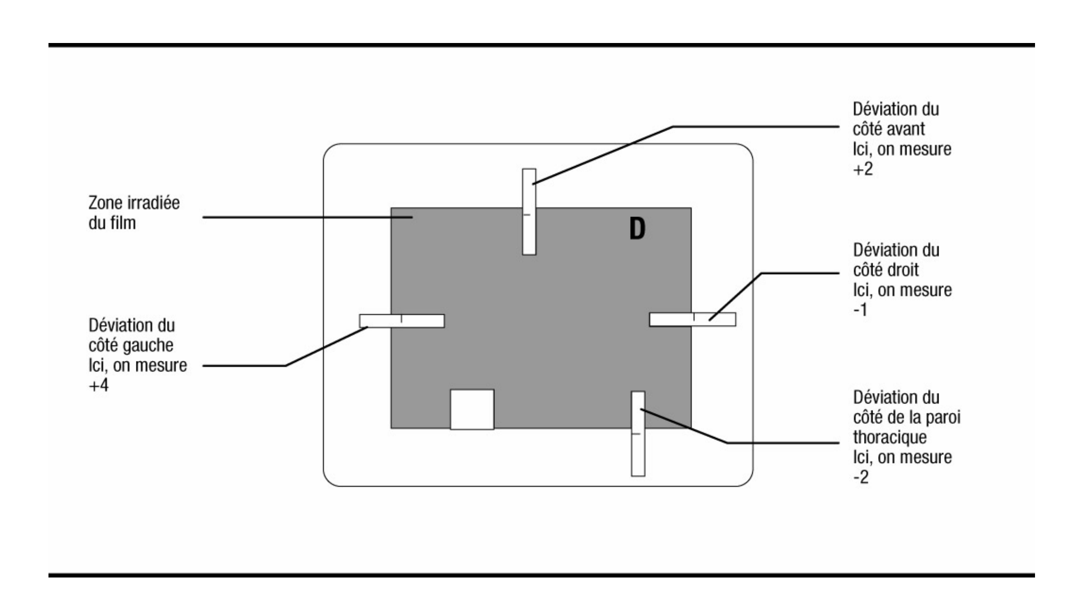
2. Mesurer les écarts de position entre le champ lumineux et le faisceau de rayonnement sur le film de la cassette-mesure. Il s'agit de mesurer l'écart en millimètres entre le bord de la zone noircie du film et la position de l'image de l'encoche sur la plaquette. L'encoche se situe au centre de la plaquette, c'est-à-dire à 30 mm du bord.

    Une convention des signes établit les mesures de déviation suivantes : lorsque le rayonnement déborde l'indication lumineuse, on donne un signe positif à la déviation ; dans le cas contraire, on lui attribue un signe négatif. Les déviations désigneront les côtés gauche, droit, antérieur et paroi thoracique.

Le facteur d'agrandissement associé à la distance qui sépare les deux images est calculé comme suit (la DSI étant la distance source-image) :

$$\text{Facteur d'agrandissement (A)} = \frac{\text{DSI (récepteur)}}{\text{DSI (cassette-mesure)}}$$

FIGURE 31 : LA DÉVIATION DU FAISCEAU LUMINEUX



L'image de référence sera l'image produite par le récepteur, soit sur le film dans un système film-écran, soit l'image qui apparaît sur le moniteur ou l'image imprimée après acquisition dans un système numérique.

Note : *Dans certains systèmes numériques, l'ordinateur mesure directement les distances sur l'image affichée. Si le système utilisé n'offre pas cette option, le physicien devra mesurer les distances sur le moniteur ou sur le film imprimé.*

3. Par convention, les déviations du côté gauche et du côté droit sont additionnées de manière absolue (sans égard aux signes). Inscrire cette somme absolue sur le formulaire relatif à l'évaluation de la collimation (annexe 20).

La somme absolue est divisée par la distance source-image (DSI) en millimètres et multipliée par 100, puis inscrite sur le formulaire, à la ligne « Déviation gauche-droite (% de la DSI) ». Cette valeur ne doit pas dépasser 2.

Le même calcul et le même critère d'acceptation s'appliquent aux déviations antérieure et thoracique.

4. Noter les mesures obtenues sur le formulaire (annexe 20).

La différence entre le champ de rayonnement et le récepteur d'image

Mesurer l'écart entre le champ de rayonnement obtenu et le récepteur d'image en superposant les films. Il faut tenir compte du facteur d'agrandissement évalué précédemment.

L'alignement de la plaque de compression du côté paroi thoracique avec le récepteur d'image

1. Le bord de la plaque de compression est représenté par le marqueur plus large placé à cette fin. Mesurer l'écart entre le marqueur situé sur la plaque de compression et le récepteur d'image.

2. Inscrire cette mesure sur le formulaire (annexe 20).

Vérification du tissu perdu, côté paroi thoracique

Il est important de vérifier la perte de tissu du côté paroi thoracique. En effet, le détecteur pourrait être placé dans le récepteur d'une façon à perdre des tissus.

1. À l'aide d'un objet de mesure – une règle avec marque opaque aux rayons X, par exemple – ou d'un fantôme gradué, faire une exposition en alignant la règle avec le bord thoracique du récepteur.

2. Vérifier, sur l'image, l'écart obtenu sur la règle. Reporter la mesure sur le formulaire.

Critères de performance et mesures correctives

- La déviation entre le faisceau de rayonnement et l'indicateur lumineux se mesure en valeur absolue par la somme des déviations côté gauche et côté droit ou côté antérieur et côté paroi thoracique. Cette somme est exprimée en pourcentage de la distance source-image (DSI).

- Le total du désalignement (somme des désalignements des côtés opposés) ne peut excéder **2 %** de la DSI.

- Le champ de radiation doit couvrir entièrement le récepteur. Toutefois, en mammographie classique, une tolérance de **- 2 %** de la DSI peut s'appliquer aux côtés droit et gauche, et une tolérance de **- 4 %** de la DSI peut s'appliquer au côté antérieur.

- Le champ de radiation ne doit pas excéder le récepteur (film ou partie utile du détecteur) de plus de **2 %** de la DSI, sans excéder le support ; cela vaut pour tous les côtés, sauf le côté paroi thoracique.

- Le champ de radiation du côté paroi thoracique doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support du récepteur d'au plus **5 mm**.

  Note : *Une collimation débordant les limites du récepteur d'image risque d'irradier inutilement le patient et l'environnement. Du côté de la paroi thoracique, une collimation laissant une bande de film non exposé conduira à une perte d'information utile pour le diagnostic.*

- La limite d'alignement entre la plaque de compression et le récepteur d'image est de **1 %** de la DSI. De plus, le bord de la plaque de compression, du côté de la paroi thoracique, **ne doit pas** apparaître sur l'image. Si ces critères ne sont pas respectés, le physicien recommandera un ajustement de la plaque de compression.

- La largeur du tissu perdu, côté paroi thoracique, ne doit pas excéder 5 mm.

- Si le champ de rayonnement excède ces limites, le physicien recommandera le réglage du collimateur. Les mesures correctives doivent être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.

NORME MINIMALE

COLLIMATION

Désalignement
≤ 2 % DSI

Champ R-X
Doit couvrir entièrement le récepteur

Tolérance :
+ 2 % DSI sans excéder le support (tous les côtés, sauf thoracique)
+ 5 mm du côté paroi thoracique au-delà du support

Pour système film-écran :
- 2 % DSI (côtés D,G)
- 4 % DSI (côté antér.)

Alignement plaque compression et récepteur
1 % DSI

Tissu perdu
≤ 5 mm

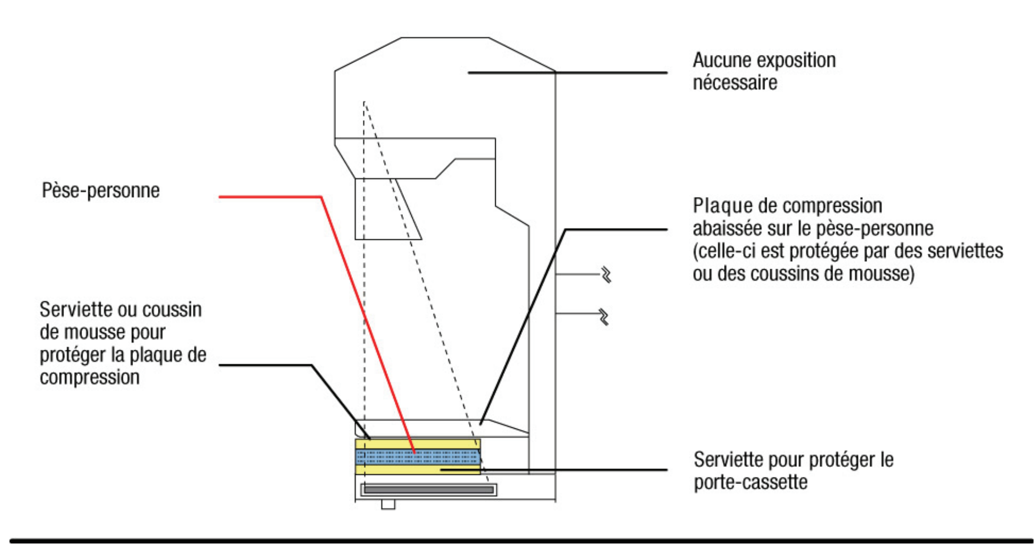




5.3. LA VÉRIFICATION DE LA COMPRESSION

Note : *Une compression adéquate est essentielle en mammographie. Elle permet de réduire ainsi que d'uniformiser l'épaisseur des tissus à irradier, de réduire la quantité de rayonnement diffusé et, conséquemment, d'améliorer le contraste comme la netteté de l'image produite. La compression permet également de réduire le plus possible les mouvements du sein.* ***Elle doit être forte mais supportable*** *et, pour s'assurer qu'elle est adéquate, le dispositif doit être vérifié régulièrement.*

FIGURE 32 : LA VÉRIFICATION DU DISPOSITIF DE COMPRESSION



Objectifs

– Évaluer la force de compression exercée manuellement ou automatiquement sur le sein afin de ne pas lui appliquer une compression excessive ou insuffisante.

– Vérifier la stabilité de la compression.

– S'assurer que la compression appliquée est uniforme sur toute la surface comprimée.

– Vérifier l'exactitude de la mesure indiquée sur l'échelle de compression.

Matériel requis

- Un pèse-personne à cadran conventionnel, et non à affichage numérique, ou une balance à affichage numérique **conçue pour la mesure de la compression** ;
- des serviettes ou des coussins, pour protéger le récepteur et la plaque de compression ;
- un coussin en mousse (*foam*) de 4 à 6 cm d'épaisseur et d'une grandeur d'environ 10 cm x 18 cm, pour vérifier la déflexion de la plaque de compression de 18 cm x 24 cm ;
- un coussin en mousse (*foam*) de 4 à 6 cm d'épaisseur et d'une grandeur d'environ 14 cm x 22 cm, pour vérifier la déflexion de la plaque de compression de 24 cm x 30 cm ;
- quatre absorbants d'acrylique de 2 cm d'épaisseur ;
- une minuterie, au besoin ;
- un formulaire *Vérification de la compression* (annexe 21).

Procédure et précautions

Note : *Le physicien doit vérifier la précision du pèse-personne utilisé dans le centre de mammographie en comparant la mesure obtenue avec cet appareil à celle qu'il obtiendra, dans les mêmes conditions, avec son propre appareil.*

Force de compression et stabilité

1. Placer le mammographe à **0 degré**, c'est-à-dire à la position permettant d'obtenir une vue crâniocaudale. Déposer une serviette sur la surface du récepteur d'image, pour ne pas l'endommager. Placer le pèse-personne sur la serviette, dans une position qui permet de lire le cadran gradué.
2. Procéder à la vérification du dispositif de **compression automatique** (force de compression initiale). – Actionner le dispositif de compression automatique et le laisser fonctionner jusqu'à ce qu'il s'arrête automatiquement. Noter la mesure de la force affichée et celle de la force mesurée. – Laisser la

compression en place pendant 1 minute et noter la force mesurée. La pression doit demeurer stable, après l'arrêt automatique, à ± 1 kg (≈ 2 lb) près pendant au moins 1 minute. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 21).

3. Répéter la procédure (étape 2) après avoir tourné l'appareil de 90º, c'est-à-dire à la position permettant d'obtenir une vue latérale (une seule vérification sera effectuée dans cette position). Noter les résultats obtenus.

4. Procéder à la vérification du dispositif de **compression manuelle**. Actionner le dispositif de compression manuelle. L'abaisser au maximum (soit jusqu'à ce qu'il s'arrête ou jusqu'au maximum permis par le fabricant). La pression doit demeurer stable à ± 1 kg (≈ 2 lb) près pendant au moins 1 minute.

Déflexion de la plaque de compression

1. Enlever le pèse-personne. La déflexion peut être observée et mesurée à l'aide d'un coussin en mousse (*foam*) placé sur la surface du récepteur. La base du coussin en mousse est placée sur le bord du récepteur, côté paroi thoracique, et centrée par rapport à la gauche et à la droite.

   Note : *Le coussin simule la position d'un sein au moment de la mammographie.*

2. Appliquer une force de compression de 11,4 kg (25 lb).

3. À l'aide d'une règle, mesurer la distance à mi-chemin entre le côté paroi thoracique et le côté du mamelon, sur le côté droit et sur le côté gauche, entre le plateau de compression et la surface du récepteur d'image. Mesurer de la même façon les distances sur le côté de la paroi thoracique et du mamelon.

4. Calculer l'écart pour chacune des directions, thorax-mamelon et droite-gauche.

5. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 21).

   Note : *De plus en plus d'appareils ont une plaque de compression flexible ou articulée. Ces appareils doivent respecter les mêmes normes.*

Échelle de compression

Vérifier la précision de l'échelle de compression et la reproductibilité des résultats pour des épaisseurs de 2 cm et de 8 cm. Faire deux mesures pour chaque épaisseur. Inscrire les résultats sur le formulaire (annexe 21).

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Le dispositif de compression automatique est obligatoire sur un mammographe.
- ❑ La force de compression initiale doit permettre une compression entre 11,4 et 20,5 kg (25 et 45 lb).



COMPRESSION

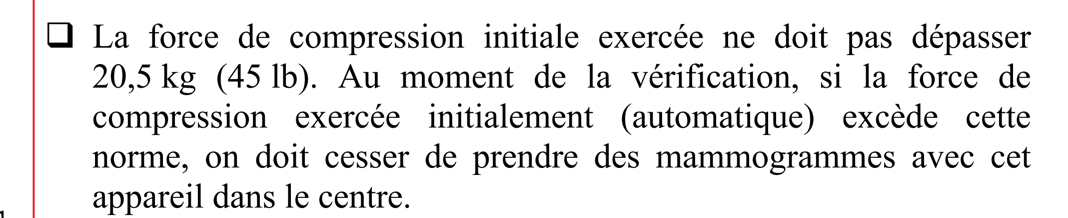
Force
Entre 11,4 kg et 20,5 kg (25-45 lb)

Compression initiale
Maximum : 20,5 kg (45 lb)

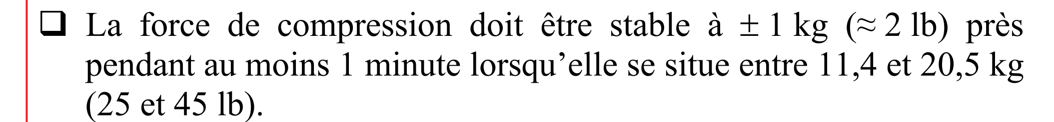
Stabilité
± 1 kg (≈ 2 lb) pendant 1 minute

Déflexion
Écart ≤ 10 mm pour chaque direction. Somme des écarts ≤ 15 mm

Échelle
± 5 mm entre 6,8 et 9,1 kg (15 et 20 lb)



- ❑ La force de compression initiale exercée ne doit pas dépasser 20,5 kg (45 lb). Au moment de la vérification, si la force de compression exercée initialement (automatique) excède cette norme, on doit cesser de prendre des mammogrammes avec cet appareil dans le centre.



- ❑ La force de compression doit être stable à ± 1 kg (≈ 2 lb) près pendant au moins 1 minute lorsqu'elle se situe entre 11,4 et 20,5 kg (25 et 45 lb).
- ❑ La plaque doit assurer une compression uniforme sur le sein. Normalement, les distances mesurées sur chaque côté seront identiques si le plateau demeure parallèle à la surface du récepteur pendant la compression. L'écart, pour chaque direction, ne doit pas être supérieur à 10 mm. La somme des écarts ne doit pas être supérieure à 15 mm. La déflexion est considérée comme conforme si elle respecte ces deux normes.
- ❑ L'échelle de compression doit être précise à ± 5 mm pour une compression se situant entre 6,8 et 9,1 kg (15 et 20 lb), et reproductible à ± 2 mm pour des épaisseurs de 2 cm et 8 cm.
- ❑ Pour tout problème ou réglage du système de compression, il faut obligatoirement s'en rapporter à un technicien en réparation autorisé par le fabricant de l'appareil. Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test ; toutefois, une compression initiale excessive exige une correction immédiate.

Mammographie
CLASSIQUE



Mammographie
NUMÉRIQUE



5.4. LE SYSTÈME D'EXPOSITION AUTOMATIQUE

Note : *Le principe ALARA (as low as reasonably achievable) qui s'applique pour la dose au patient incite à utiliser un système d'exposition automatique afin que l'exposition soit optimale. Ce système agira en compensant l'épaisseur et la composition du sein.*

Objectifs

– S'assurer de la stabilité de l'exposition.

– S'assurer que l'écart est adéquat entre deux positions consécutives du sélecteur de densité, si l'appareil est doté d'un tel sélecteur.

– Vérifier la performance du système d'exposition automatique en ce qui concerne la constance de la réponse selon les différentes épaisseurs d'absorbants et les différents modes d'exposition utilisés.

– S'assurer que les temps d'exposition au regard des différents facteurs techniques valant pour les mammogrammes, s'inscrivent dans les limites permises.

Matériel

– Un densitomètre à lecture ponctuelle ;

– des absorbants d'acrylique ou de matériel BR-12 de 1 et 2 cm d'épaisseur en quantité suffisante pour former des épaisseurs de 2 (3 en stéréotaxie), 4, 6 et 8 cm ;

– la cassette de référence pour un système film-écran ou CR ;

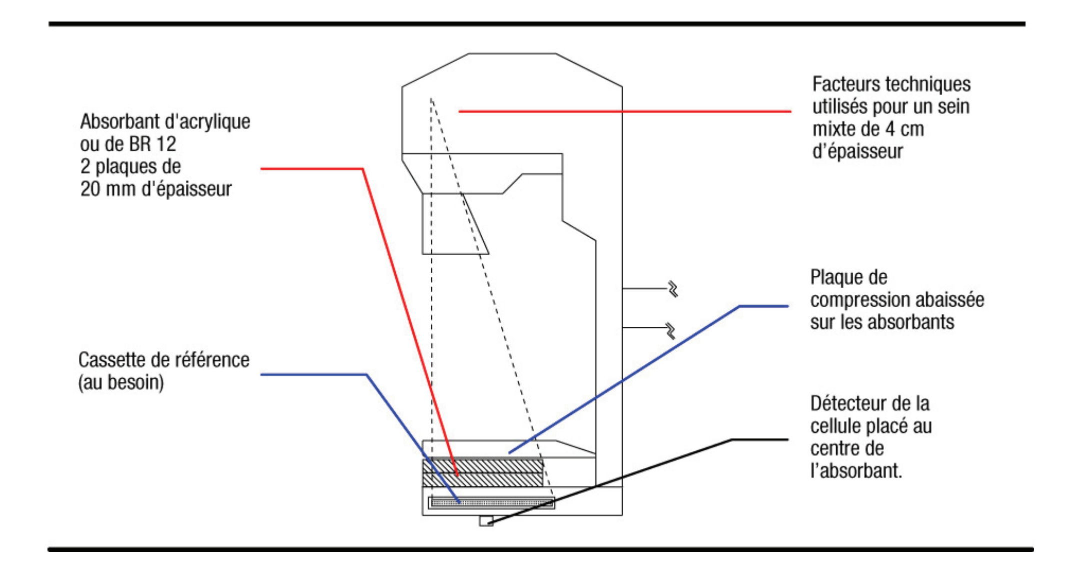
– une boîte de films, si nécessaire ;

– des marqueurs radio-opaques (chiffres ou autres) ;

– un formulaire *Vérification du système d'exposition automatique* (annexe 22).

5.4.1. La stabilité de l'exposition

FIGURE 33 : LA STABILITÉ ET LA FONCTION DE CONTRÔLE DE LA DENSITÉ



Procédure et précautions

1. Sélectionner les facteurs techniques de référence. Noter le mode d'exposition utilisé, par exemple *auto contrast*.

2. Pour un système film-écran, placer une cassette dans le récepteur (*bucky*) afin de permettre l'exposition.

3. Exposer le fantôme de mammographie (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015) ou 4 cm d'absorbants. Noter la position du sélecteur de densité.

4. Faire 5 expositions dans les mêmes conditions. Noter la charge (en mAs) obtenue pour chaque exposition sur le formulaire relatif à la vérification du système d'exposition automatique (annexe 22).

   ***Note :** Si le physicien décèle un problème en utilisant le mode automatique, il effectuera le test en mode manuel.*



EXPOSITION AUTOMATIQUE

Stabilité

Coefficient de variation : 0,08

Critères de performance et mesures correctives

La stabilité du système d'exposition automatique est considérée comme conforme lorsque le coefficient de variation ne dépasse pas 0,08.

5.4.2. La fonction de contrôle de la densité

Procédure et précautions

1. Pour un système film-écran, utiliser la cassette de référence et la même boîte de films tout au long de la procédure. Noter le numéro de la cassette dans le cas d'un système film-écran ou CR. Placer la cassette dans le récepteur (*bucky*).

2. Placer l'absorbant de 4 cm d'épaisseur sur la surface du récepteur. Il faut s'assurer que l'absorbant recouvre entièrement la surface sensible du détecteur (voir la figure 33). Abaisser la plaque de compression.

3. Sélectionner les facteurs techniques de référence. Faire une exposition.

4. Répéter la procédure (étapes 1 à 3) pour chaque position du sélecteur de densité.

5. Pour un système film-écran, mesurer la densité optique sur chaque film, à 4 cm du bord thoracique et au centre par rapport à la gauche et à la droite. Noter la densité mesurée et la charge appliquée (en mAs), pour chaque position du sélecteur, sur le formulaire approprié (annexe 22). Pour un système CR, noter la charge (en mAs) appliquée.

6. Indiquer, dans le rapport, – les résultats qui ont permis d'établir l'écart de densité optique entre deux positions consécutives du sélecteur, – la position de référence sur le sélecteur qui correspond à une densité optique sur le film se situant entre 1,6 et 2,0 selon le film utilisé ou la position de référence recommandée.

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ La position de référence sur le sélecteur de densité correspond à une densité optique sur le film se situant entre 1,6 et 2,0 selon le film utilisé.



EXPOSITION AUTOMATIQUE

Sélecteur de densité

Écart de densité

Nouvelle installation
DO entre 0,10 et 0,25 pour 3 positions de part et d'autre de la position de référence

Installation existante
DO ne devant pas excéder 0,3 pour 3 positions de part et d'autre de la position de référence



EXPOSITION AUTOMATIQUE

Sélecteur de densité

Écart de densité
Système film-écran
DO devrait se situer entre 0,10 et 0,25 entre deux positions consécutives sur le sélecteur

Système CR
Écart mAs de 5 % à 15 % entre deux positions consécutives

Pour toute nouvelle installation telle qu'elle est définie dans le règlement fédéral[19]

- ❑ L'écart de densité optique entre deux positions consécutives du sélecteur de densité **doit** se situer entre 0,10 et 0,25 pour au moins trois positions au-dessus et trois positions au-dessous de la position de référence, et pour toutes les positions utilisées pour prendre les mammogrammes.
- ❑ L'écart de densité optique entre les autres positions du sélecteur **devrait** se situer entre 0,10 et 0,25.
- ❑ Pour un système CR, l'écart de la charge (en mAs) entre deux positions consécutives du sélecteur de densité **devrait** se situer entre 5 % et 15 %.

Pour une installation existante

- ❑ L'écart de densité optique entre deux positions consécutives du sélecteur de densité ne **doit** pas excéder 0,3 pour au moins trois positions au-dessus et trois positions au-dessous de la position de référence, et pour toutes les positions utilisées pour prendre les mammogrammes.
- ❑ L'écart de densité optique entre deux positions consécutives du sélecteur **devrait** se situer entre 0,10 et 0,25.

Pour toute installation

- ❑ Si le sélecteur de densité ne permet pas l'utilisation adéquate de trois positions au-dessus et trois positions au-dessous de la position de référence, le physicien doit recommander l'ajustement de l'appareil.
- ❑ Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.

---

19. Il s'agit du Règlement sur les dispositifs émettant des radiations (R-1– C.R.C., ch. 1370), lequel peut être consulté à l'adresse suivante : http://lois.justice.gc.ca/fr/R-1/C.R.C.-ch.1370/texte.html.

5.4.3. La capacité de compensation

FIGURE 34 : LA CAPACITÉ DE COMPENSATION

Exposition automatique : utilisez le mode habituel pour réaliser les examens.

Absorbants d'acrylique ou de BR 12 (2, 4, 6, 8 cm) selon le cas.

Plaque de compression abaissée sur les absorbants

Cassette de référence

Détecteur de la cellule placé au centre de l'absorbant.

Multimètre placé à côté

Procédure et précautions

1. Sélectionner les **facteurs techniques de référence**, en mode automatique. Noter le mode d'exposition utilisé.

2. **Pour un système film-écran**, utiliser la cassette de référence et la même boîte de films tout au long de la procédure. Noter le numéro de la cassette de référence, dans le cas d'un système film-écran ou CR. Placer la cassette dans le récepteur (*bucky*).

   Pour un système numérique DR, utiliser le même récepteur-détecteur tout au long de la procédure.

3. Placer un absorbant de 2 cm d'épaisseur sur la surface du récepteur en s'assurant qu'il recouvre entièrement le détecteur. Ajouter un marqueur (ex. : chiffre 2) pour indiquer l'épaisseur de l'absorbant.

4. Placer le détecteur de la cellule, s'il y a lieu, au centre de l'absorbant.

5. Abaisser la plaque de compression. Faire une exposition.

Note : Il est important que la plaque de compression soit en contact avec les absorbants d'acrylique, car l'exposition est en rapport avec l'échelle de compression pour certains appareils numériques.

6. Noter les paramètres suivants après l'exposition : l'anode, le filtre, la tension (en kVp), la position sur le sélecteur de densité et la charge (en mAs) obtenue.

   ***Note :** Pour les appareils utilisant le mode* auto time*, les facteurs techniques, incluant le choix de la densité sur le sélecteur, peuvent être modifiés de la façon dont la charte technique du centre l'indique.*

7. Répéter la procédure (étapes 1 à 6) en utilisant des épaisseurs d'absorbants de 4, 6 et 8 cm. Il faut s'assurer de sélectionner le mode d'exposition le plus couramment utilisé **sans** modifier la position sur le sélecteur de densité. Le mode à sélectionner pour chaque épaisseur est déterminé dans la charte définie par le centre. Si la charte indique deux modes pour une même épaisseur, le mode le plus couramment utilisé sera sélectionné afin d'établir la densité optique moyenne (DOM).

   ***Note :**La densité optique moyenne (DOM) est la moyenne des densités optiques obtenues avec les facteurs techniques valant habituellement dans le centre de mammographie pour des épaisseurs de 2, 4 et 6 cm.*

8. Faire les vérifications pour tous les autres modes (ex. : *auto contrast*, standard, dose, agrandissement, deux récepteurs si ceux-ci sont dotés d'un système d'exposition indépendant). Pour ces modes, il faut faire la vérification en utilisant seulement 4 cm d'absorbants. Bien étiqueter chaque film.

9. Dans le cas où certaines configurations ne seraient pas vérifiées, apposer une note sur l'appareil pour l'indiquer. Par exemple : « non vérifié par le physicien ».

10. Développer les films dans l'appareil à développer utilisé pour la mammographie, et ce, dans les mêmes conditions.

11. Procéder à l'évaluation de la façon qui suit.

Pour un système film-écran

– Mesurer la densité optique sur chaque film, à 4 cm du bord thoracique et au centre par rapport à la gauche et à la droite, pour chaque épaisseur d'absorbants (2, 4, 6 et 8 cm). Noter les résultats sur le formulaire relatif à la vérification du système d'exposition (annexe 22).

– Calculer la DOM à partir des densités optiques obtenues pour les épaisseurs de 2, 4 et 6 cm d'absorbants seulement.

Pour un système numérique

– Mesurer la valeur moyenne des pixels (signal moyen) dans une région d'intérêt (ROI) standard, au centre de l'image obtenue sur le moniteur, à l'aide de l'outil d'analyse. Pour chacune des épaisseurs évaluées, noter les résultats sur le formulaire (annexe 22).

***Note :** Idéalement, les facteurs techniques (mode automatique ou manuel) indiqués dans la charte du centre devraient permettre d'obtenir une densité optique ou un signal optimal dans un temps d'exposition inférieur à 2 secondes. La durée d'exposition ne doit pas excéder 3 secondes.*

Critères de performance et mesures correctives



❑ Le système d'exposition automatique doit être capable de maintenir la densité optique du film à ± 0,15 de la DOM lorsque l'épaisseur d'une matière homogène varie de 2 à 6 cm et que les facteurs techniques (kVp, filtre) utilisés pour les mammogrammes varient en fonction de ces différentes épaisseurs.

❑ Le système d'exposition automatique doit être capable de maintenir la densité optique du film à ± 0,3 de la DOM pour une épaisseur de 8 cm d'une matière homogène.

❑ Dans le mode le plus couramment utilisé, l'appareil doit respecter les deux normes énoncées ci-haut. Dans le cas contraire, une charte technique temporaire sera rédigée par le physicien, en collaboration avec le technologue, en attendant l'ajustement ou la réparation de l'appareil.



COMPENSATION

Système film-écran

Pour 2 à 6 cm
DO à ± 0,15 de la DOM

Pour 8 cm
DO à ± 0,30 de la DOM

- ❑ Dans les modes pour lesquels les vérifications ont été faites avec 4 cm d'absorbants uniquement, le système d'exposition automatique doit être capable de maintenir la densité optique du film à ± 0,15 de la DOM.
- ❑ Pour les appareils utilisant le mode *auto time*, les facteurs techniques, incluant la position du sélecteur de densité, peuvent être modifiés, de façon à ce que les normes soient respectées. Une charte technique permanente sera rédigée par le physicien, en collaboration avec le technologue.
- ❑ En ce qui concerne la densité optique moyenne (DOM), l'écart toléré entre les différents mammographes d'un même centre est de 0,3.

  Note : *Une image du fantôme sera prise avec chaque mammographe du centre, dans les mêmes conditions de développement, pour permettre l'évaluation comparative.*

- ❑ Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.



- ❑ L'image numérique du fantôme de 4 cm est évaluée en premier lieu. La valeur du pixel moyen dans une ROI standard sera notée. Cette valeur sera mesurée au centre de l'image ; elle servira de mesure de référence pour les autres images à évaluer.



SIGNAL MOYEN

Pour chaque épaisseur
± 20 % de la valeur moyenne des pixels obtenue avec une épaisseur de 4 cm

- ❑ La valeur moyenne des pixels (signal moyen) obtenue pour chacune des épaisseurs et mesurée au centre ne devrait pas varier de plus de ± 20 % de la valeur moyenne des pixels (signal moyen) obtenue avec une épaisseur d'absorbants de 4 cm.
- ❑ Si les normes ne sont pas respectées, le physicien rédigera une charte temporaire et les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.





5.5. LA VÉRIFICATION DE LA TENSION (PRÉCISION, REPRODUCTIBILITÉ, LINÉARITÉ)

Objectifs

– Vérifier la précision de la tension utilisée en mammographie.

– Vérifier la stabilité ou la reproductibilité de la tension.

– Vérifier la linéarité de l'exposition en fonction des mAs.

Matériel requis

– Un kVp-mètre ou un multimètre et une chambre d'ionisation. Il faut s'assurer que le choix des filtres et les autres réglages sur le kVp-mètre correspondent bien aux énergies utilisées en mammographie ;

– un formulaire *Vérification de la tension* (annexe 23).

Procédure et précautions

Reproductibilité de la tension

Note : *Comme aucune image n'est nécessaire pour le test qui suit, il faut protéger le détecteur numérique afin d'éviter les images fantômes. Avec certains mammographes classiques, il est nécessaire de placer une cassette dans le porte-grille pour faire l'exposition.*

1. Centrer le kVp-mètre sur le dessus du récepteur, à 4 cm du bord thoracique, et noter la distance source-sonde.

2. **Enlever** la plaque de compression.

3. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques suivants : anode et filtre en molybdène (Mo-Mo), grand foyer, charge entre 20 et 100 mAs, tension (en kVp) habituellement utilisée pour un sein moyen, 50 % adipeux et 50 % glandulaire, selon la charte du centre. La reproductibilité sera vérifiée uniquement pour cette tension.

4. Faire 4 expositions dans les mêmes conditions. Inscrire les résultats sur le formulaire relatif à la vérification de la tension (annexe 23). La valeur moyenne calculée sera reportée dans le tableau portant sur la vérification de la précision.

5. Calculer le coefficient de variation pour les 4 lectures. Si celui-ci excède 0,02, faire 6 lectures additionnelles et recalculer le coefficient de variation en utilisant les 10 lectures.

$$\text{Coefficient de variation} = \frac{\text{écart-type}}{\text{valeur moyenne (kVp)}}$$

Note : *Pour certains appareils avec lesquels on peut utiliser, au choix, le rhodium ou le molybdène, rappelons que la tension demeure essentiellement la même avec les deux métaux. Il s'agit alors de mesurer la tension avec l'anode et le filtre de molybdène.*

Précision de la tension

Vérifier la précision des autres tensions (en kVp) utilisées pour les mammogrammes en prenant une lecture de chacune. Les tensions seront vérifiées sur chaque foyer.

– Anode et filtre en molybdène (Mo/Mo), grand foyer, charge entre 20 et 100 mAs pour toutes les tensions de 24 à 32 kVp.

– Anode et filtre en molybdène (Mo/Mo), petit foyer, charge entre 20 et 100 mAs pour les tensions suivantes : 25, 28 et 30 kVp.

  Appliquer, à chacune des valeurs mesurées (en kVp), les facteurs de correction recommandés par le fabricant du kVp-mètre, s'il y a lieu, et inscrire la valeur corrigée sur le formulaire (annexe 23).

Linéarité de l'exposition

1. Sélectionner le grand foyer et faire des expositions à des charges de 60, 100, 140 et 200 mAs en appliquant la tension (en kVp) utilisée habituellement pour un sein moyen, 50 % adipeux et 50 % glandulaire.

2. Reporter les mesures de débit (mGy) sur le formulaire (annexe 23).

Critères de performance et mesures correctives



TENSION

Coefficient de variation
≤ 0,02

Précision
± 5 %

Linéarité
< 0,1

- ❑ Sur le plan de la stabilité, le coefficient de variation ne doit pas dépasser 0,02.
- ❑ L'écart entre les valeurs nominales et les valeurs mesurées des tensions ne doit pas excéder 5 %.
- ❑ La variation maximale de la linéarité des mAs doit être < 0,1.
- ❑ Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.

5.6. LA RÉSOLUTION SPATIALE DU SYSTÈME

FIGURE 35 : LA RÉSOLUTION SPATIALE DU SYSTÈME

Absorbant (acrylique) de 45 mm de hauteur placé sous la mire.

Grille antidiffusante mobile en place ou grille fixe enlevée.

Mire de résolution placée à moins de **1** cm du bord thoracique du récepteur.

Grand et petit foyers
Facteurs techniques utilisés cliniquement.
DO entre 1,4 et 1,8

Plaque de compression abaissée sur la mire pour un système film-écran. Retirez pour numérique.

Objectif

Mesurer la résolution globale du système mammographe-récepteur d'image.

Matériel requis

– Une mire de résolution permettant de mesurer jusqu'à 20 pl/mm ;

– des absorbants d'acrylique équivalant à 4 cm ou à 4,5 cm d'épaisseur ;

– la cassette de référence pour un système film-écran ou CR. La cassette doit être chargée de son film et insérée au moins 15 minutes avant le test afin de favoriser un meilleur contact film-écran ;

– des marqueurs radio-opaques pour indiquer l'axe anode-cathode ;

– une loupe permettant un grossissement entre 10 x et 30 x ;

– un formulaire *Limite de résolution du système et fonction de transfert de modulation* (annexe 24).

Mammographie
CLASSIQUE

5.6.1. Système film-écran

Procédure et précautions

1. Introduire la cassette de référence dans le porte-grille (*bucky*). Si l'appareil est muni d'une grille fixe, il faut enlever celle-ci pour éviter la production d'images à effet moiré.

2. Placer la mire de résolution sur l'absorbant. La mire doit être placée à moins de 1 cm du bord du récepteur d'image, côté de la paroi thoracique, centrée par rapport à la gauche et à la droite. Les barres de la mire sont parallèles à l'axe anode-cathode du tube pour la première image et perpendiculaires pour la deuxième image.

3. S'assurer que la plaque de compression demeure dans le faisceau de rayonnement.

4. Sélectionner les facteurs techniques. La densité optique autour de la mire devrait se situer entre 1,4 et 1,8. Noter les facteurs techniques choisis et les résultats sur le formulaire relatif à la limite de résolution du système et à la fonction de transfert de modulation (annexe 24).

5. Exposer et développer le film.

6. Si l'appareil possède plus d'une anode, répéter la procédure (étapes 1 à 5) pour le grand foyer des différentes anodes, et ce, dans les différentes conditions valant pour les mammogrammes.

7. Répéter la procédure (étapes 1 à 5) pour le petit foyer. Le petit foyer sert généralement lorsqu'on utilise la technique d'agrandissement ; il devra être vérifié dans les mêmes conditions. Ainsi, l'absorbant et la mire seront placés sur le support d'agrandissement et les facteurs techniques valant pour ce procédé seront sélectionnés. De plus, le porte-grille est alors normalement retiré. Noter les facteurs techniques choisis ainsi que le facteur d'agrandissement et reporter les résultats sur le formulaire (annexe 24).

Si la résolution évaluée pour le petit foyer n'est pas atteinte lorsqu'on utilise la technique d'agrandissement, le système devrait être vérifié à nouveau après une diminution du facteur d'agrandissement faite afin de respecter la norme. Une nouvelle procédure relative à l'agrandissement pourrait être établie dans le centre après discussion avec le radiologiste et le technologue responsable. Certains appareils permettent deux niveaux d'élévation, ce qui donne donc deux facteurs d'agrandissement. Le facteur d'agrandissement utilisé habituellement pourrait alors être diminué, par exemple.

8. Placer les films sur un négatoscope muni de caches. Examiner les films à l'aide d'une loupe grossissant de 10 x à 30 x.

9. Trouver le groupe de lignes de la fréquence la plus élevée dont lesdites lignes apparaissent distinctement sur toute leur longueur. Inscrire le nombre de paires de lignes par millimètre (pl/mm) que comprend ce groupe sur le formulaire (annexe 24).



PERFORMANCE DU FOYER

Système film-écran
13 pl/mm
(lignes de mire parallèles à l'axe anode-cathode)

11 pl/mm
(lignes de mire perpendiculaires à l'axe anode-cathode)

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Dans un système film-écran, la résolution devrait permettre de voir 13 pl/mm sur l'image dont les lignes de mire sont parallèles à l'axe anode-cathode du tube et 11 pl/mm pour l'image dont les lignes de mire sont perpendiculaires à cet axe. Ces normes valent aussi pour la technique d'agrandissement.
- ❑ Si les normes ne sont pas respectées, vérifier la dimension du foyer avec la mire étoilée ou la caméra à fente (selon la technique recommandée par la National Electrical Manufacturers Association – NEMA).



5.6.2. Système numérique

Procédure et précautions

1. Utiliser le récepteur numérique pour produire l'image. Placer la mire à 45º sur un absorbant d'acrylique ou de matériel BR-12 de 4 cm. La même procédure s'applique aux appareils dédiés à la stéréotaxie.

2. Faire une exposition. S'assurer que l'image numérique est enregistrée selon la grandeur de la matrice utilisée habituellement.

3. Évaluer les résultats sur le moniteur. Utiliser la loupe du moniteur et ajuster la fenêtre pour favoriser le visionnement.

   Note : *Si un support d'image est utilisé, par exemple le film, il faut imprimer l'image et évaluer la limite de résolution spatiale sur le film. Utiliser la loupe grossissant de 10 x à 30 x.*

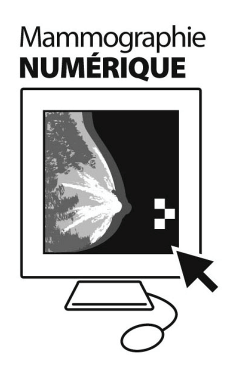
4. Trouver le groupe de lignes de la fréquence la plus élevée dont lesdites lignes apparaissent distinctement sur toute leur longueur. Noter le nombre de paires de lignes par millimètre (pl/mm) que comprend ce groupe sur le formulaire relatif à la limite de résolution du système et à la fonction de transfert de modulation (annexe 24).

   Note : *Quelquefois, un bris (manquement) se produit le long d'une barre ou, encore, un changement de brillance ou un artéfact obstrue une ou plusieurs barres. Il faut compter la dernière barre dont la résolution est correcte comme la limite de la résolution spatiale.*

5. Comparer les résultats et ceux du fabricant ou ceux de la dernière vérification. La comparaison permet de constater une dégradation de la résolution dans le temps.

Critères de performance et actions correctives

Il est important d'évaluer la constance des limites de la résolution spatiale. Toute dégradation significative observée quant à la résolution devrait attirer l'attention des utilisateurs et une demande de correction devrait être faite **immédiatement**.



5.7. LA FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM)

Note : *Le présent test permet d'évaluer, dans un système numérique DR ou CR, la perte de contraste à une fréquence spatiale précise. L'équipement doit permettre l'utilisation des outils d'analyse de la région d'intérêt (ROI) servant à effectuer les mesures.*

Objectif

Évaluer la fonction de transfert de modulation (FTM).

Matériel requis

– Deux mires de résolution (jusqu'à 5 pl/mm et jusqu'à 20 pl/mm) ;

– des absorbants d'acrylique de 4 cm ou de 4,5 cm ;

– un support d'élévation (généralement 1,8 x) ;

– un formulaire *Limite de résolution du système et fonction de transfert de modulation* (annexe 24).

Procédure et précautions

Note : *La vérification s'effectue sur l'image* ***non traitée****.*

Mesure de la FTM en mammographie de contact (grand foyer)

1. Placer l'absorbant d'acrylique de façon à ce qu'il soit aligné avec le bord thoracique du récepteur d'image et centré par rapport à la gauche et à la droite.

2. Placer la mire de résolution permettant de mesurer jusqu'à 5 pl/mm sur l'absorbant d'acrylique. Aligner la mire avec le bord de l'absorbant, du côté de la paroi thoracique, à 1 cm du bord et centrer la mire par rapport à la gauche et à la droite. Les lignes de la mire doivent être parallèles à l'axe anode-cathode, c'est-à-dire perpendiculaires au côté de la paroi thoracique.

3. **Enlever** le plateau de compression.

4. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques valant pour les mammogrammes, produits avec l'anode de molybdène et le grand foyer, à une tension fixe de 30 kVp. Faire une exposition.

5. Choisir, sur la mire, les groupes de 2 pl/mm et de 4 pl/mm qui serviront à effectuer les calculs. La méthode est la même pour chaque groupe : centrer la région d'intérêt (ROI) de façon à ce qu'elle s'inscrive entièrement à l'intérieur du groupe et en placer les limites de façon à couvrir approximativement 60 % du groupe.

6. Relever les valeurs moyenne des pixels dans la ROI pour chacun de ces groupes (voir la figure 36) et calculer l'écart-type de chaque ROI.

   Note : *Certains équipements indiquent la valeur de l'écart-type.*

7. Relever la valeur moyennes des pixels des régions *espace* et *barre* sur l'image de la mire (voir la figure 36).

8. Répéter la procédure (étapes 5 à 7) en plaçant les lignes de la mire de résolution perpendiculairement à l'axe anode-cathode, c'est-à-dire parallèlement au côté thoracique.

9. Reprendre la procédure (étapes 4 à 8) avec chaque anode utilisée pour prendre les mammogrammes.

10. Calculer la FTM, exprimée en pourcentage, à 2 et à 4 pl/mm de la façon suivante :

$$FTM_{2\ pl/mm} = \frac{\acute{e}cart\text{-}type_{2\ pl/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222$$

$$FTM_{4\ pl/mm} = \frac{\acute{e}cart\text{-}type_{4\ pl/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222$$

11. Noter les résultats sur le formulaire (annexe 24).

Mesure de la FTM en technique d'agrandissement (avec petit foyer)

FIGURE 36 : LA MESURE DE LA FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION

(Petit foyer avec mire 20pl/mm)
Espace
Barre
5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20

***Note :** La mesure n'est effectuée que si la technique d'agrandissement est utilisée dans le centre de mammographie.*

1. Enlever le porte-grille et le plateau de compression.

2. Placer le support d'élévation utilisé pour l'agrandissement.

3. Placer la mire de résolution permettant de mesurer jusqu'à 20 pl/mm sur l'absorbant d'acrylique. Aligner la mire avec le bord de l'absorbant, du côté de la paroi thoracique, à 1 cm du bord et centrer la mire par rapport à la gauche et à la droite. Les lignes de la mire doivent être parallèles à l'axe anode-cathode, c'est-à-dire perpendiculaires au côté de la paroi thoracique.

4. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques valant pour la technique d'agrandissement, utilisée avec l'anode de molybdène et le petit foyer, à une tension fixe de 30 kVp. Faire une exposition.

5. Choisir, sur la mire, les groupes de 5 pl/mm et de 8 pl/mm pour effectuer les calculs (voir la figure 36). La méthode est la même pour chaque groupe : centrer la région d'intérêt (ROI) de façon à ce qu'elle s'inscrive entièrement à l'intérieur du groupe et en placer les limites de façon à couvrir approximativement 60 % du groupe.

6. Relever les valeurs moyennes des pixels dans la ROI pour chacun de ces groupes (voir la figure 36) et calculer l'écart-type.

7. Relever la valeur moyenne des pixels des régions *espace* et *barre* sur l'image de la mire.

8. Répéter la procédure (étapes 5 à 7) en plaçant les barres de la mire de résolution perpendiculairement à l'axe anode-cathode, c'est-à-dire parallèlement au côté thoracique.

9. Reprendre la procédure (étapes 4 à 8) avec chaque anode utilisée pour la technique d'agrandissement.

10. Calculer la FTM, exprimée en pourcentage, à 5 et à 8 pl/mm .

$$FTM_{5\ pl/mm} = \frac{\text{écart-type}_{5\ pl/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222$$

$$FTM_{8\ pl/mm} = \frac{\text{écart-type}_{8\ pl/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222$$

11. Noter les résultats et les comparer aux valeurs antérieures.

Critères de performance et mesures correctives



FTM

Grand foyer (toute anode)

FTM *(2 pl/mm)* supérieure à 58 %

FTM *(4 pl/mm)* supérieure à 25 %

Pour le grand foyer, en mammographie de contact

- ❑ *Évaluation de la* $FTM_{(2\ pl/mm)}$

La valeur de la $FTM_{(2\ pl/mm)}$ devrait être supérieure à 58 % avec toutes les anodes utilisées.

- ❑ *Évaluation de la* $FTM_{(4\ pl/mm)}$

La valeur de la $FTM_{(4\ pl/mm)}$ devrait être supérieure à 25 % avec toutes les anodes utilisées.

- ❑ Si les critères de performance ne sont pas respectés, la source du problème doit être trouvée et une correction doit être faite dans les 30 jours suivant la date du test.

Pour le petit foyer, en technique d'agrandissement

- ❑ Aucune dégradation importante ne devrait être tolérée.

Mammographie
CLASSIQUE



Mammographie
NUMÉRIQUE



5.8. LA MESURE DE LA QUALITÉ DU RAYONNEMENT (CDA, OU CDT)

Note : *Comme aucune image n'est nécessaire pour le test qui suit, il faut protéger le détecteur numérique afin d'éviter les images fantômes.*

Objectifs

– Mesurer la couche de demi-atténuation (CDA), aussi appelée couche de demi-transmission (CDT).

– S'assurer que la CDA soit adéquate, afin de minimiser la dose au patient tout en conservant un contraste optimal de l'image.

Note : *La CDA ne doit pas être excessive, car il en résultera une perte de contraste de l'image.*

Matériel requis

– Un électromètre et une chambre d'ionisation ;

– des filtres d'aluminium du type 1145 (si des filtres du type 1100 sont utilisés, il faudra adapter les résultats à ceux des filtres du type 1145, s'il y a lieu) ;

– un formulaire *Mesure de la qualité du rayonnement* (annexe 25).

Procédure et précautions

1. Remonter la plaque de compression le plus haut possible sous le tube.

2. Placer le centre de la chambre d'ionisation à 4,5 cm au-dessus du récepteur d'image. La chambre d'ionisation doit être centrée par rapport à la gauche et à la droite, et placée à 4 cm du bord du récepteur d'image, côté paroi thoracique. De plus, elle doit s'inscrire complètement à l'intérieur du faisceau de rayonnement de l'appareil. Noter la distance source-sonde.

3. En mode d'exposition manuel, choisir les facteurs techniques qui permettront d'obtenir un kerma dans l'air d'environ 4,5 mGy (500 mR). Noter les facteurs techniques utilisés.

4. Sélectionner la tension habituellement utilisée pour les mammogrammes et l'inscrire sur le formulaire relatif à la mesure de la qualité du rayonnement (annexe 25).

   Note : *La vérification sera faite à trois tensions différentes, avec la combinaison anode-filtre la plus utilisée dans le centre : soit à la tension habituellement utilisée pour la mammographie d'un sein de type mixte comprimé à 4,5 cm et aux tensions maximale et minimale utilisées pour cette même combinaison anode-filtre.*

5. Vérifier si le filtre habituellement utilisé pour la mammographie est en place.

6. Utiliser un diaphragme afin de réduire le faisceau de rayonnement aux dimensions de la chambre d'ionisation ou régler le collimateur de manière à obtenir ce résultat.

7. Faire une première exposition sans aucun filtre dans le faisceau de rayonnement. Inscrire la lecture de la chambre d'ionisation (en mR) sur le formulaire (annexe 25). Nous l'appellerons $E_{0a.}$

8. Ajouter une filtration de 0,2 mm d'aluminium dans le faisceau. Placer les filtres sur la plaque de compression de manière à intercepter toute la section du faisceau de rayonnement atteignant la chambre d'ionisation. Vérifier si les filtres sont bien placés, à l'aide de la lumière du collimateur. La distance entre le foyer et les plaques d'aluminium doit être inférieure à 30 cm.

9. Faire une exposition et relever le résultat de l'exposition (mR). Noter ce résultat sur le formulaire (annexe 25).

10. Ajouter un filtre d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur. Faire une exposition et inscrire le résultat obtenu sur le formulaire.

11. Répéter l'étape 10 en ajoutant chaque fois un filtre d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur. Continuer tant que la lecture ne sera pas inférieure à 50 % de la lecture initiale faite sans filtre.

12. Retirer tous les filtres et faire une dernière exposition. Noter le résultat obtenu. Cette dernière lecture, que nous appellerons E_{0b}, ne doit pas varier de la première (E_{0a}) de plus de 2 % ; dans le cas

contraire, il faut reprendre toute la série de mesures. Calculer la moyenne des deux expositions faites sans filtre ; nous l'appellerons E_0. Inscrire le résultat sur le formulaire (annexe 25).

13. Déterminer les deux lectures, que nous appellerons E_a et E_b, de part et d'autre de la valeur correspondant à E_0 divisée par 2 ($E_0/2$) et noter les épaisseurs de filtres d'aluminium, que nous appellerons t_a et t_b, ajoutés pour obtenir chacun de ces résultats.

    - E_a correspond à la valeur de l'exposition obtenue au-dessus de $E_0/2$;
    - t_a correspond à l'épaisseur du filtre d'aluminium ajouté pour obtenir E_a ;
    - E_b correspond à la valeur de l'exposition obtenue au-dessous de $E_0/2$;
    - t_b correspond à l'épaisseur du filtre d'aluminium ajouté pour obtenir E_b.

14. Analyser les résultats. Cette analyse demande une interpolation logarithmique, laquelle peut se faire sur du papier semi-logarithmique ou par la méthode analytique indiquée ci-après. La formule d'interpolation logarithmique est la suivante :

$$CDA = \frac{[t_b \times \ln(2 \times E_a/E_0) - t_a \times \ln(2 \times E_b/E_0)]}{\ln(E_a/E_b)}$$

    où les épaisseurs des filtres d'aluminium t_a et t_b sont situées de part et d'autre de l'épaisseur de demi-atténuation, E_a et E_b correspondent aux expositions mesurées avec les filtres additionnels t_a et t_b, tandis que E_0 équivaut à l'exposition sans aucun filtre additionnel.

    Le résultat de l'équation donne la valeur de la CDA en millimètres d'aluminium.

15. Répéter la procédure (étapes 7 à 14) pour les autres combinaisons anode-filtre et tension (en kVp) habituellement utilisées pour les mammogrammes. S'assurer de sélectionner la tension la plus utilisée pour chaque combinaison.

Analyse et interprétation

La CDA minimale pour la mammographie

Pour les tensions appliquées (inférieures à 50 kVp), la valeur minimale de la couche de demi-atténuation, en millimètres d'aluminium, mesurée **avec la plaque de compression** doit être supérieure ou égale aux valeurs obtenues en utilisant la formule suivante pour une tension sélectionnée :

$$\text{CDA (en mm d'aluminium)} \geq \frac{\text{kVp}}{100} + 0{,}03$$

La première couche de demi-atténuation en aluminium, mesurée **avec la plaque de compression**, ne doit pas être inférieure aux valeurs indiquées dans le tableau 19 pour les tensions sélectionnées et pour toutes les combinaisons d'anode et de filtre.

La CDA maximale pour la mammographie

Note : *Si la CDA obtenue avec un appareil comportant un système film-écran est excessive, tant le contraste du sujet que celui de l'image seront réduits.*

Pour un appareil doté d'un système film-écran avec lequel on peut utiliser les combinaisons anode-filtre Mo-Mo, Mo-Rh ou Rh-Rh, il est recommandé que la CDA soit inférieure à la somme de la valeur de la CDA minimale et de la constante C.

La première couche de demi-atténuation, mesurée **avec** ou **sans** la plaque de compression, ne doit pas être supérieure aux valeurs obtenues en utilisant la formule suivante pour une tension sélectionnée :

$$\text{CDA (en mm d'aluminium)} < \frac{\text{kVp}}{100} + \text{C (exprimée en mm d'Al)}$$

où :
- **C** = 0,12 mm d'Al pour la combinaison Mo-Mo,
- **C** = 0,19 mm d'Al pour la combinaison Mo-Rh,
- **C** = 0,22 mm d'Al pour la combinaison Rh-Rh,
- **C** = 0,30 mm d'Al pour la combinaison W/Rh.

Note : *Ces valeurs sont basées sur des épaisseurs de filtres de 30 µm ou moins de molybdène et de 25 µm ou moins de rhodium.*

TABLEAU 19 : COUCHE DE DEMI-ATTÉNUATION (CDA, OU CDT)

Couche de demi-atténuation acceptable pour le tube radiogène, avec ou sans la plaque de compression dans le faisceau et selon les différentes combinaisons anode-filtre

kVp	CDA_{min} Avec la plaque de compression	CDA_{min} Sans la plaque de compression	CDA_{max} Mo-Mo	CDA_{max} Mo-Rh	CDA_{max} Rh-Rh	CDA_{max} W-Rh
24	**0,27**	0,24	0,36	0,43	0,46	0,54
26	**0,29**	0,26	0,38	0,45	0,48	0,56
28	**0,31**	0,28	0,40	0,47	0,50	0,58
30	**0,33**	0,30	0,42	0,49	0,52	0,60
32	**0,35**	0,32	0,44	0,51	0,54	0,62
34	**0,37**	0,34	0,46	0,53	0,56	0,64
36	**0,39**	0,36	0,48	0,55	0,58	0,66

Note : *La mesure de la qualité du rayonnement est prise* ***avec la plaque de compression pour le mammographe et sans la plaque de compression pour les équipements de stéréotaxie****. Comme la couche de demi-atténuation (CDA) est mesurée sans la plaque de compression ou dans la fenêtre de biopsie pour un équipement de stéréotaxie, la valeur minimale de la CDA pour cet équipement sera inférieure à celle d'un mammographe. Toutefois, la valeur maximale acceptable sera identique en mammographie et en stéréotaxie.*

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Il est important que la CDA soit adéquate, afin de réduire la dose au patient ; toutefois, la CDA ne doit pas être excessive pour obtenir une qualité d'image optimale.
- ❑ Dans le cas de la mammographie faite à l'aide d'un film et d'un écran, si la CDA est trop élevée, le contraste du sujet et le contraste de l'image seront réduits.
- ❑ Si la CDA est excessive, il faut s'assurer que la fenêtre du tube (béryllium) est appropriée et que le miroir ainsi que le filtre sont correctement installés et en bon état. Si la CDA est supérieure à 0,4 mm, le miroir peut être en cause ; il faut alors vérifier sa position.
- ❑ Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.





5.9. L'EXPOSITION À LA PEAU ET LA DOSE GLANDULAIRE MOYENNE

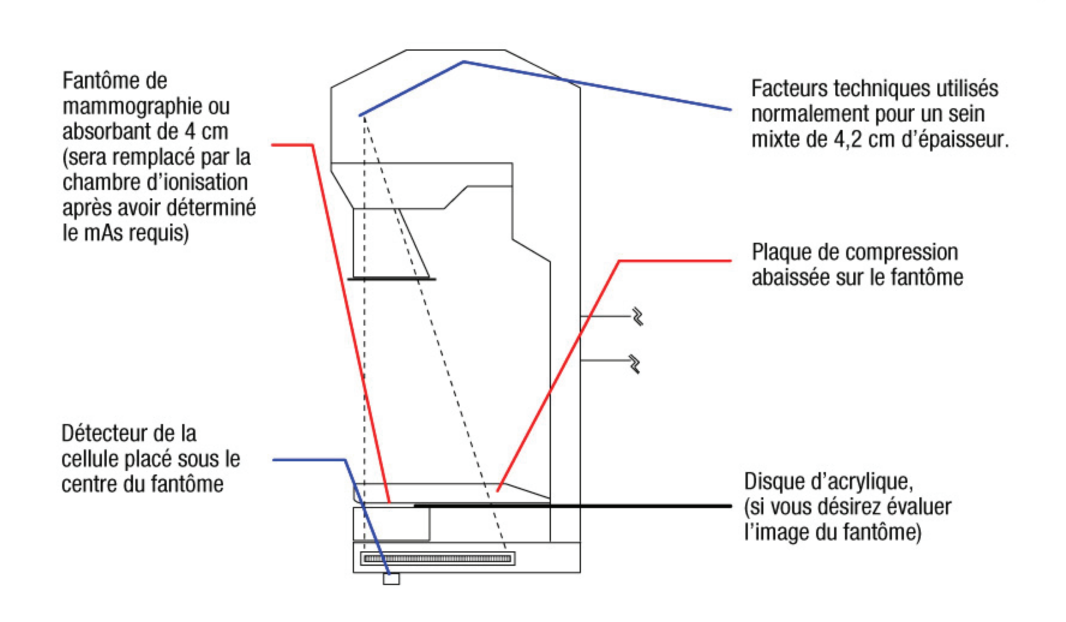
Objectifs

Pour un sein composé de 50 % de tissu adipeux et de 50 % de tissu glandulaire, et comprimé à 4,2 cm d'épaisseur :

– mesurer l'exposition moyenne à la peau ;

– estimer la dose glandulaire moyenne en fonction de la qualité du rayonnement, de la tension et de l'exposition à la peau.

FIGURE 37 : L'EXPOSITION À LA PEAU ET LA DOSE GLANDULAIRE MOYENNE



Matériel requis

– Un électromètre et une chambre d'ionisation calibrée pour la mammographie ;

– un fantôme de mammographie ;

– la cassette de référence avec film, dans le cas d'un système film-écran ou avec plaque photostimulable pour un système CR ;

– les tables de conversion pour l'évaluation de la dose glandulaire moyenne (voir l'annexe 27) ;

– un formulaire *Exposition à la peau et dose glandulaire moyenne* (annexe 26).

Procédure et précautions

1. Utiliser le récepteur de 18 cm x 24 cm, soit le récepteur le plus couramment employé.

2. Placer le fantôme de mammographie sur le dessus du récepteur. Le fantôme doit recouvrir complètement le détecteur (photocellule) s'il y a lieu. Abaisser la plaque de compression.

3. Dans le cas d'un système film-écran, placer la cassette de référence avec le film normalement utilisé dans le récepteur d'image.

4. Placer le détecteur de la cellule à la position la plus près du centre du fantôme ou à la position habituelle pour la radiographie d'un sein moyen.

5. Sélectionner les **facteurs techniques de référence**. Noter la distance source-image (DSI). Exposer et noter les facteurs techniques – anode, filtre, charge (en mAs) et tension (en kVp) – obtenus.

   Note : *Si l'on emploie le système d'exposition automatique avec une combinaison film-écran, il est important de recréer exactement les conditions d'utilisation habituelles. La cassette ainsi que l'épaisseur du film et de son émulsion agiront sur la quantité de rayonnement déterminé par la photocellule.*

6. Enlever le fantôme. Placer la chambre d'ionisation à 4,2 cm de la surface du récepteur et à 4 cm du bord du récepteur, côté thoracique. La chambre d'ionisation doit être centrée par rapport à la gauche et à la droite. Au besoin, utiliser des supports.

7. En mode manuel, sélectionner les facteurs techniques – anode, filtre, charge (en mAs) et tension (en kVp) – obtenus en mode automatique. Si la charge obtenue en mode automatique ne peut être sélectionnée en mode manuel, faire les expositions en appliquant la charge dont la valeur est la plus près possible et corriger l'exposition obtenue.

8. Abaisser la plaque de compression sur la chambre d'ionisation.

   Note : *La chambre d'ionisation peut être fixée à la plaque de compression afin d'éviter d'utiliser des supports. Dans ce cas, la région active du détecteur doit être à 4,2 cm.*

9. Faire quatre expositions dans les mêmes conditions et relever les résultats de l'exposition (en mR). Évaluer la **dose moyenne à la peau**. Si nécessaire, corriger la lecture en fonction de l'énergie du rayonnement, selon les facteurs de correction recommandés sur le certificat d'étalonnage, et l'inscrire sur le formulaire concernant la dose à la peau et la dose glandulaire moyenne (annexe 26).

10. Chercher le facteur de conversion en mrad/R correspondant à la tension utilisée et à la valeur de la CDA mesurée, dans la table de conversion relative à la combinaison anode-filtre utilisée (annexe 27).

11. Multiplier l'exposition moyenne par le facteur de conversion pour obtenir la **dose glandulaire moyenne** en mrad.

12. Inscrire les résultats sur le formulaire approprié (annexe 26).

Critères de performance et mesures correctives



- ❑ Pour un absorbant correspondant à un sein comprimé à 4,2 cm d'épaisseur, la dose glandulaire moyenne, estimée par exposition, ne doit pas dépasser 3 milligrays (mGy) ou 300 millirads (mrad).

- ❑ Si la dose glandulaire moyenne dépasse 250 mGy, il y a lieu d'en rechercher la cause. Dans un système film-écran, elle peut être liée, notamment, aux techniques de développement ou à la combinaison film-écran.

- ❑ Le minimum d'exposition pour produire une image de haute qualité dépend de la combinaison film-écran choisie. En général, un haut contraste et un faible bruit avec une combinaison film-écran produit une image de haute qualité et nécessite 800 mR à 1 150 mR environ pour un fantôme RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015 présentant une densité optique qui se situe entre 1,65 et 2,10.

- Si la variation de la dose à la peau excède 20 % dans un intervalle de 12 mois, il faudrait en déterminer les raisons et les corrections devraient être apportées, si nécessaire.

- Si la dose obtenue est supérieure à 3 mGy, l'appareil ne doit pas être utilisé pour des examens effectués sur des patients. Une **correction** est exigée avant la prise de mammogrammes. Le physicien doit en aviser le radiologiste et le technologue responsable au moment de la vérification. De plus, une note doit être apposée sur le poste de contrôle.

Charte technique

La charte établie par le centre de mammographie doit indiquer les facteurs techniques qui permettent d'obtenir une image de qualité en utilisant la dose minimale estimée avec le fantôme. Le physicien vérifiera si la charte respecte cette condition.

Lorsqu'un système film-écran est utilisé, il importe, dans plusieurs cas, d'appliquer des tensions (en kVp) relativement basses pour que le contraste soit optimal sur le film. Dans un système numérique, le rôle de la tension est différent. Ainsi, la qualité de l'image peut être réduite par un niveau du signal trop bas causé par une tension inappropriée, généralement trop basse. La qualité de l'image sur le moniteur est prise en considération dans le choix des facteurs techniques. Le fabricant suggère des facteurs techniques permettant d'avoir l'image optimale. Il est toutefois important de vérifier l'ensemble des paramètres pour différentes épaisseurs de seins et selon le pourcentage de tissu glandulaire afin d'éviter de donner des doses excessives.

Le physicien peut aider à déterminer les facteurs techniques pour les différentes épaisseurs de seins en tenant compte des doses appliquées au moment de chaque exposition. Le physicien tiendra également compte du temps d'exposition, lequel ne doit pas excéder 3 secondes. Habituellement, l'exposition devrait s'effectuer à l'intérieur de 2 secondes. Le rapport signal sur bruit (RSB) pour chaque épaisseur de sein et la dose évaluée avec le fantôme (comme référence) devraient être inscrits dans la charte.

6

UNITÉ ITINÉRANTE DE MAMMOGRAPHIE

6.1. RENSEIGNEMENTS GÉNÉRAUX

Note : *Les appareils portatifs et les appareils mobiles servant à la mammographie sont regroupés sous l'appellation* unité itinérante de mammographie.

a) Il faut faire la distinction entre les appareils utilisés dans un service établi temporairement dans un établissement, désignés sous le nom d'appareils **portatifs,** et ceux qui sont utilisés dans un véhicule du type camion à remorque ou autobus, lesquels sont appelés appareils **mobiles**.

b) **L'unité portative** est un ensemble d'appareils et de matériel qui suffit au fonctionnement d'un service de mammographie. Les équipements peuvent être déplacés par différents modes de transport et installés dans un établissement pour les activités du service de mammographie.

c) **L'unité mobile** est un ensemble d'appareils et de matériel installés dans un véhicule du type camion à remorque ou autobus, par exemple, afin de faire des examens de mammographie. Le mammographe est fixé au plancher du véhicule et le reste de l'équipement est à la disposition du personnel dans le véhicule.

d) Le programme de contrôle de la qualité en mammographie s'applique autant aux unités itinérantes qu'aux unités fixes. Toutes les vérifications doivent être effectuées et les normes établies doivent être respectées. Aux tests décrits précédemment pour une unité de mammographie fixe s'ajoutent certaines mesures à prendre après le déplacement et au moment de l'utilisation des appareils.

e) L'appareil **mobile** visé par le *Programme de dépistage en mammographie du Québec* est vérifié tous les six mois par un physicien, ou à la suite de tout événement ayant pu modifier la stabilité ou les caractéristiques de l'appareil. Une **vérification complète** est effectuée annuellement, tandis que la **vérification d'intervalle** (après six mois) porte sur des vérifications en particulier.

f) L'appareil **portatif** visé par le *Programme de dépistage en mammographie du Québec* doit être vérifié par un physicien chaque fois qu'il est installé après déplacement, et ce, avant de

procéder aux premiers mammogrammes. La **vérification complète** est faite annuellement, tandis qu'une **vérification d'intervalle** est effectuée après chaque déplacement ou installation temporaire de l'appareil.

g) Le physicien doit prêter une attention particulière aux aspects suivants : la protection radiologique des patients, du personnel et de l'environnement, la qualité comme la stabilité des services d'alimentation électrique, des services d'eau chaude et d'eau froide – si nécessaire – et de la ventilation ainsi que la solidité de l'installation du mammographe.

Note : *Compte tenu, notamment, de certaines particularités liées à la géographie, à l'accessibilité ou à l'approvisionnement en eau, il peut s'avérer nécessaire de prévoir des accommodements tout en assurant le maintien de la qualité au plus haut niveau possible.*

h) La qualité du développement des films effectué sur place ou à distance, que l'appareil de traitement soit réservé exclusivement ou non à la mammographie, doit être celle que l'on exige des installations fixes de mammographie. Tous les problèmes de sensitométrie, de stabilité du développement et de qualité des films devront être corrigés avant de procéder aux examens de mammographie.

i) Des procédures particulières sont prévues pour le technologue. Elles lui permettent de s'assurer que les performances de l'appareil de mammographie sont acceptables après tout déplacement et avant d'effectuer des examens.

j) La collaboration entre le physicien et le technologue se révèle particulièrement importante. En effet, des échanges d'information par téléphone ou par courrier nécessitent d'être très précis dans les consignes à transmettre.

k) Un changement concernant la technologie utilisée dans les unités itinérantes entraînera inévitablement la révision des protocoles, lesquels devront être approuvés par le ministère de la Santé et des Services sociaux.

Mammographie
CLASSIQUE

6.2. LA VÉRIFICATION COMPLÈTE

La vérification complète porte sur tous les appareils et le matériel utilisé pour effectuer des examens en mammographie.

TABLEAU 20 : VÉRIFICATION COMPLÈTE D'UNE UNITÉ ITINÉRANTE (SYSTÈME FILM-ÉCRAN)

Vérifications générales du service de mammographie

- L'identification du centre ;
- l'équipement d'imagerie ;
- les instruments de mesure du centre ;
- le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie ;
- le blindage de la salle et la protection de l'opérateur ;
- la vérification du voile produit en chambre noire.

Vérifications initiales du système d'imagerie

- Le traitement de l'image ;
- la conservation des images ;
- les conditions d'affichage et de lecture ;
- la vérification des récepteurs ;
- l'uniformité de la sensibilité des récepteurs ;
- l'évaluation des artéfacts ;
- l'évaluation de l'image.

Vérification du mammographe et de ses composantes

- L'évaluation d'ensemble et la radioprotection ;
- l'évaluation de la collimation ;
- la vérification de la compression ;
- le système d'exposition automatique ;
- la vérification de la tension ;
- la limite de résolution spatiale du système ;
- la mesure de la qualité du rayonnement (CDA, ou CDT) ;
- l'exposition à la peau et la dose glandulaire moyenne évaluées à différentes positions sur le sélecteur de densité.

6.3. LA VÉRIFICATION D'INTERVALLE

Au moment de procéder à la vérification d'intervalle, tous les tests effectués au cours de la vérification complète de l'équipement sont repris sauf les vérifications qui suivent, à la condition qu'aucun changement ou événement survenu depuis la date de la dernière vérification complète ne cause préjudice à la qualité des examens, ou à la sécurité des patients ou du personnel :

– la vérification du blindage de la salle. Toutefois, si le local d'examen a été réaménagé ou si un nouveau local est utilisé, cette vérification devra être faite. Un choc causé au véhicule utilisé pour rendre les services de mammographie entraînera une nouvelle vérification du blindage de cette unité mobile ;

– la vérification du traitement de l'image, sauf le **suivi sensitométrique** qui doit être effectué afin de s'assurer de la qualité du développement des films ;

– la vérification des conditions d'affichage et de lecture, s'il n'y a pas de modification ;

– la vérification des récepteurs (contact des écrans). Toutefois, si un événement particulier – comme un choc ou la chute des cassettes – s'est produit pendant le transport et peut avoir causé un bris ou un décollement de l'écran, le technologue doit faire la vérification de ces cassettes avant de les utiliser. Le physicien vérifiera les résultats ou effectuera la vérification lui-même, selon le cas ;

– la vérification de l'uniformité de la sensibilité des récepteurs, si aucun nouveau récepteur n'est utilisé.

Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Biopsie guidée par stéréotaxie
Pièces biopsiques

- *Renseignements généraux*
- *Fréquence des vérifications*
- *Vérification des appareils de biopsie par stéréotaxie*
- *Radiographie des pièces biopsiques*
- *Appareils dédiés à la radiographie des pièces biopsiques*
- *Vérification des appareils servant à la radiographie des pièces biopsiques*



BIOPSIE GUIDÉE PAR STÉRÉOTAXIE

Les technologies conçues au cours des dernières années pour nous aider à détecter le cancer du sein à un stade précoce nous permettent d'obtenir des images de haute qualité en mammographie. Nous pouvons déceler de très petites lésions et des microcalcifications très fines, autrefois à peine visibles sur les mammogrammes. La qualité des images obtenues nous permet, de plus en plus, de procéder à différentes interventions dans le service d'imagerie médicale.

Traditionnellement, la biopsie chirurgicale était souvent précédée d'une localisation et de la mise en place d'un harpon sous guidage radiologique. L'amélioration des techniques et de la qualité de l'image nous permet d'effectuer une grande part des biopsies à l'aide de l'imagerie médicale. Ainsi, la biopsie à l'aiguille devient courante.

Avant l'arrivée de la technologie numérique en stéréotaxie, les biopsies à l'aiguille étaient pratiquées sous guidage radiologique à partir d'images sur film. Compte tenu du temps de développement entre chaque film, cette technique se révélait contraignante pour la patiente qui devait demeurer immobile, le sein compressé, tout au long de la procédure. Les probabilités d'une erreur de positionnement de l'aiguille étaient d'autant augmentées par un mouvement de la patiente, lequel pouvait déplacer la lésion visée par la biopsie.

Pour la biopsie par stéréotaxie, la technologie numérique a maintenant remplacé le système film-écran, encore utilisé dans certains cas pour la mise en place du harpon.

Avec la technologie numérique, les images nécessaires pour localiser les lésions apparaissent sur le moniteur. Le temps d'immobilisation et les probabilités de mouvement de la patiente sont réduits. On comprend l'importance d'obtenir une bonne qualité d'image produite par ce type d'appareil. La précision de l'emplacement de l'aiguille de stéréotaxie doit être assurée en tout temps et l'image observée doit permettre de distinguer les fines lésions observées sur les mammogrammes.

La présente section du manuel donne des précisions sur l'équipement utilisé en stéréotaxie et sur la procédure à suivre pour certains tests particuliers qui doivent être effectués par le physicien. Les vérifications présentées constituent le minimum pour assurer la performance du système. Nous recommandons que le physicien procède à une vérification complète annuellement et à une vérification d'intervalle tous les six mois.

Il est important d'assurer la continuité des contrôles de la qualité entre chaque vérification faite par le physicien. Un programme de contrôle de la qualité efficace n'éliminera pas tous les problèmes, mais il devrait permettre de les déceler avant que nous constations des effets sérieux sur les résultats des examens.

7.1. RENSEIGNEMENTS GÉNÉRAUX

L'équipement de stéréotaxie permet de calculer la position d'un nodule, de microcalcifications ou de différentes lésions à l'intérieur du sein, détectés au moyen de la mammographie. La localisation est déterminée selon trois axes : l'axe horizontal (x), l'axe vertical (y) et la profondeur (z).

Cet équipement est utilisé pour effectuer les biopsies par stéréotaxie ou mettre un harpon en place. Nous distinguerons les appareillages comportant un système classique avec film-écran et ceux qui sont dotés d'un système numérique où l'image est enregistrée et présentée sur un moniteur.

Pour le système film-écran, on connaît déjà l'importance d'une bonne combinaison film-écran et d'un développement adéquat ; quant au système numérique, nous devons aussi nous assurer que les images reproduites sur le moniteur soient d'excellente qualité. Ainsi, la capacité du moniteur à transmettre des images nous permettant de voir les fins détails recherchés en mammographie, comme les microcalcifications, sera très importante. Le défi est de taille, tant pour les appareils à système numérique que pour ceux qui comportent un système film-écran.

Le système numérique, en abrégeant la procédure de l'examen, permet de réduire la probabilité d'un mouvement de la patiente. Les acquisitions faites avec ce système peuvent être imprimées pour conserver des films témoins. Les examens doivent être enregistrés sur un support tel qu'un CD ou dans un PACS (*Picture Archiving and Communication System*).

Par ailleurs, il est important de connaître l'approche que permettent les différents appareillages offerts sur le marché. La première est l'approche en pronation, laquelle nécessite une table à biopsie. Le sein est placé dans la fenêtre de cette table, qui est surélevée mécaniquement. Le médecin radiologiste, en position assise, fait la biopsie sous la table.

Pour l'approche verticale, on utilise des mammographes sur lesquels un équipement pour la biopsie par stéréotaxie sera installé au besoin. La patiente est le plus souvent en position assise, particulièrement pour l'incidence crâniocaudale, ou, dans certains cas, couchée sur le côté pour l'incidence latérale (médiolatérale ou latéromédiale). À

certains de ces appareils peut s'adapter un bras latéral permettant d'utiliser des aiguilles avec un système de succion, lequel est souvent employé dans l'approche en pronation.

Le choix de l'appareillage qui permet l'approche en pronation ou de celui qui permet l'approche en position verticale sera déterminé par les utilisateurs, selon leur préférence et leurs besoins. Chaque système a bien sûr ses avantages et ses inconvénients.

Les vérifications du physicien seront adaptées au type d'appareillage et à l'utilisation qui en est faite. Toutes les unités de biopsie utilisées dans le service de mammographie doivent être vérifiées. Le physicien a la responsabilité de faire les tests avec précision et celle de transmettre ses observations par écrit dans un rapport. Il doit faire les recommandations qui s'imposent. Les résultats de ces tests doivent être discutés avec le radiologiste et le technologue responsable. De plus, le physicien prendra connaissance des résultats des tests de contrôle de la qualité effectués par le technologue et fera des recommandations, si nécessaire. Les informations que le physicien transmet aux technologues et radiologistes doivent être claires et précises.

Précisions concernant l'équipement

Dans le présent manuel, nous distinguerons quatre types d'équipements sous l'angle des vérifications à effectuer par le physicien :

– *l'appareil de mammographie classique utilisé avec un équipement pour stéréotaxie à système film-écran, qui servira uniquement à la mise en place du harpon ;*

– *l'appareil de mammographie classique utilisé avec un équipement pour stéréotaxie comportant un détecteur numérique, qui permet la biopsie en position assise ou couchée latéralement et la mise en place du harpon ;*

– *l'appareil de mammographie numérique utilisé avec un équipement pour stéréotaxie, qui permet lui aussi la biopsie en position assise ou couchée latéralement et la mise en place du harpon. Cet appareillage permet d'effectuer les biopsies avec le détecteur plein champ. Ainsi, la qualité de l'image stéréotaxique sera la même que celle qui est produite aux fins du diagnostic.*

– *l'appareil dédié à la stéréotaxie et doté d'un détecteur numérique, ou table à biopsie. Cet équipement permet la biopsie en position ventrale seulement et la mise en place du harpon.*

Dans les trois premiers cas, où des appareils de mammographie sont utilisés avec un équipement de stéréotaxie, le mammographe doit être vérifié selon le protocole décrit dans la première partie du document, auquel s'ajoute un protocole particulier visant son utilisation avec un équipement de stéréotaxie. Le physicien ajoutera à son rapport les résultats de ses vérifications relatives à la stéréotaxie, qu'il notera sur les formulaires conçus à cette fin (voir les annexes 30 à 34).

En ce qui concerne les appareils dédiés à la stéréotaxie (table à biopsie), basés sur la technologie numérique, ils doivent être vérifiés selon le protocole décrit dans la première partie du document pour le mammographe, auquel s'ajoute le protocole particulier concernant la stéréotaxie et dans lequel les procédures sont adaptées à ce type d'appareil.

FIGURE 38 : APPAREIL DÉDIÉ À LA STÉRÉOTAXIE (TABLE À BIOPSIE)



Le physicien doit adapter les procédures selon le type d'appareil à vérifier. Ainsi, la vérification d'un appareil dédié à la biopsie et permettant l'approche en pronation nécessite de bien fixer les instruments ou le matériel utilisé. Le physicien utilisera des coussins de mousse comme support dans certains cas ou du diachylon, par exemple, au moment d'effectuer ses vérifications.

Note : *Les mammographes et leurs composantes – telles que les plaques photostimulables – ainsi que les appareils dédiés à la stéréotaxie doivent être reconnus par Santé Canada comme des équipements pouvant être utilisés pour le diagnostic.*

7.2. LA FRÉQUENCE DES VÉRIFICATIONS

Nous recommandons que l'équipement de stéréotaxie numérique fasse l'objet d'une vérification complète annuellement et d'une vérification d'intervalle tous les six mois.

7.2.1. La vérification complète annuelle

La vérification complète porte sur les locaux ainsi que sur tous les équipements et accessoires utilisés. Dans les énumérations qui suivent, les vérifications non marquées d'un astérisque seront effectuées selon le protocole décrit dans la première partie du manuel pour un système film-écran ou un système numérique, selon le cas. Les vérifications marquées d'un astérisque montrent des modifications par rapport au protocole déjà décrit. Elles sont donc présentées en détail ci-après.

TABLEAU 21 : VÉRIFICATION COMPLÈTE EN STÉRÉOTAXIE

Vérifications générales du service de mammographie

- L'identification du centre ;
- l'équipement d'imagerie ;
- les instruments de mesure du centre ;
- le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie ;
- le blindage de la salle et la protection de l'opérateur ;
- la vérification du voile produit en chambre noire (système film-écran).

Vérifications initiales du système d'imagerie

- Le traitement de l'image ;
- la conservation des images ;
- les conditions d'affichage et de lecture ;
- la vérification des récepteurs ;
- l'uniformité de la sensibilité des récepteurs (système film-écran/CR) ;
- l'homogénéité des détecteurs (CR/DR) ;
- l'évaluation des artéfacts ;
- l'évaluation de l'image*.

Vérification de l'appareil d'imagerie et de ses composantes

- L'évaluation d'ensemble et la radioprotection* ;
- l'évaluation de la collimation* ;
- la vérification de la compression ;
- le système d'exposition automatique (les mesures sont prises à l'intérieur de la fenêtre de biopsie ;
- la vérification de la tension* ;
- la limite de résolution du système (FTM) ;
- la mesure de la qualité du rayonnement (CDA, ou CDT)* ;
- l'exposition à la peau et la dose glandulaire moyenne ;
- la précision de la localisation (fantôme de gélatine et fantôme du fabricant)*.

7.2.2. La vérification d'intervalle

Au moment de procéder à la vérification d'intervalle, tous les tests effectués au cours de la vérification complète de l'équipement sont repris sauf les vérifications qui suivent, à la condition qu'aucun changement ou événement survenu depuis la date de la dernière vérification complète ne cause préjudice à la qualité des examens, ou à la sécurité des patients ou du personnel :

– la vérification du blindage de la salle. Toutefois, si le local d'examen a été réaménagé ou si un nouveau local est utilisé, cette vérification devra être faite ;

– la vérification du voile en chambre noire, qui n'a pas à être effectuée si aucun film n'est manipulé en chambre noire ;

– la vérification du traitement de l'image sauf, pour un *système film-écran*, le suivi sensitométrique qui doit être effectué afin de s'assurer de la qualité du développement et, pour un *système numérique*, la vérification de l'imprimante laser et du numériseur si ces appareils sont utilisés dans le centre ;

– pour *un système film-écran*, la vérification des récepteurs (contact des écrans). Toutefois, si un événement particulier – comme un choc ou la chute des cassettes – s'est produit et peut avoir causé un bris ou un décollement de l'écran, le technologue doit faire la vérification de ces cassettes avant de les utiliser. Le physicien vérifiera les résultats ou effectuera la vérification lui-même, selon le cas ;

– la vérification de l'uniformité de la sensibilité des récepteurs, si aucun nouveau récepteur n'est utilisé.

Note : *Les tests constituant la vérification d'intervalle ne remplacent pas les vérifications qui s'imposent après que des modifications aient été apportées au système d'imagerie. À la suite de certaines modifications, le tableau concernant l'intervention du physicien (voir le tableau 5) s'applique aussi aux unités de biopsie par stéréotaxie.*

7.3. L'ÉVALUATION D'ENSEMBLE ET LA RADIOPROTECTION EN STÉRÉOTAXIE

Objectif

Vérifier l'assemblage et le fonctionnement de tous les loquets, crans d'arrêt, indicateurs, supports mécaniques, plaques de compression et porte-grilles de l'unité de biopsie. Toutes ces composantes doivent être assemblées et fonctionner adéquatement.

Matériel requis

Un formulaire *Évaluation d'ensemble et radioprotection en stéréotaxie* (annexe 31).

Procédure et précautions

1. Vérifier visuellement l'unité de biopsie du sein par stéréotaxie pour s'assurer que l'appareil est mécaniquement stable lorsqu'il est utilisé dans des conditions normales.

2. Vérifier que toutes les parties mobiles de l'appareil se déplacent facilement et sans blocage.

3. S'assurer que tous les freins et crans d'arrêt fonctionnent adéquatement.

4. Dans les cas où l'approche en pronation est utilisée, vérifier les mouvements de la table de biopsie ainsi que l'emplacement de cette table dans la pièce. La table ne doit en aucun cas se trouver bloquée par des objets ou d'autres équipements placés autour.

   Note : *Au moment d'installer un mammographe permettant la biopsie par stéréotaxie, il serait important de vérifier que l'espace dans le local suffit aux mouvements d'une civière, laquelle est utilisée pour les biopsies qui s'effectuent alors que la patiente est en position couchée pour les approches médiolatérale et latéromédiale.*

5. Vérifier qu'aucune vibration ne se produira pendant la procédure de biopsie, particulièrement en ce qui a trait au récepteur et à la plaque de compression (fenêtre de biopsie).

6. S'assurer que le récepteur d'image est bien fixé et qu'il ne bouge dans aucun sens. Pour un système film-écran, vérifier que la cassette ne glisse pas facilement dans le porte-grille.

7. Vérifier que l'échelle de compression du sein est précise à ± 5 mm pour une compression de 6,8 à 9 kg (de 15 à 20 lb) et reproductible à ± 2 mm pour des épaisseurs de 2 cm et 8 cm.

8. S'assurer que le personnel et le patient ne sont pas exposés à des dangers que présenteraient une surface rude ou une plaque de compression craquelée, entre autres.

9. S'assurer que l'opérateur est protégé adéquatement du rayonnement.

10. S'assurer que la charte technique du centre est affichée sur le pupitre de commande de l'appareil ou qu'elle se trouve dans le poste de contrôle.

11. Vérifier que tant le support pour tenir l'aiguille que le guide sont fermement attachés et que l'aiguille est bien retenue en place, sans courber ni s'abaisser, par exemple. Un déplacement d'au plus 1 mm peut être accepté dans toutes les directions.

Critères de performance et mesures correctives

Le physicien doit signaler toute défaillance de l'équipement au technologue responsable et la mentionner dans son rapport. Les corrections devront être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.

7.4. L'ÉVALUATION DE LA COLLIMATION EN STÉRÉOTAXIE

Objectifs

– Vérifier l'alignement de la fenêtre de biopsie.

– S'assurer de la concordance entre le champ de radiation et l'image du récepteur.

Matériel requis

– Une ou deux cassettes, selon le système à vérifier ;

– quatre pièces de monnaie ou autres pièces métalliques ;

– diachylon ;

– marqueur de position – par exemple, D ou G ;

– un formulaire *Évaluation de la collimation en stéréotaxie* (annexe 32).

Procédure et précautions

Pour pouvoir procéder au test qui suit, il faut disposer d'un appareil à développer et de cassettes. Dans le cas contraire, des films du type Polaroïd ou une cassette avec plaque photostimulable (*CR*) *peuvent être utilisés.*

1. Placer des pièces de monnaie ou d'autres repères métalliques au centre de la plaque de compression, de façon à ce que ces repères soient tangents aux côtés de la fenêtre de biopsie. Des diachylons peuvent être apposés sous la fenêtre de biopsie pour maintenir les pièces métalliques en place. Placer le tube de rayons X à la position 0º.

2. *Pour un système film-écran*, insérer une cassette avec film dans le porte-grille.

3. *Pour les deux systèmes (film-écran et numérique)*, placer et centrer une cassette avec film sur le récepteur de telle sorte que les côtés de la cassette excèdent les côtés de la fenêtre de biopsie (voir la figure 39).

4. Placer un marqueur radio-opaque pour indiquer le côté et abaisser la plaque de compression.

FIGURE 39 : LA VÉRIFICATION DE LA COLLIMATION POUR LA STÉRÉOTAXIE



5. Faire une exposition, après avoir sélectionné les facteurs techniques appropriés, afin de pouvoir vérifier les deux images produites :

   – une première image, étant celle de la cassette placée hors du porte-grille (*bucky*), sous la fenêtre de biopsie ;

   – une deuxième image, étant celle de la cassette placée dans le porte-grille ou une image numérique, que nous appellerons *image du récepteur* et qui servira de référence.

Note : Nous suggérons les facteurs techniques suivants : anode et filtre au molybdène (Mo/Mo), charge de 20 mAs et tension de 25 kVp. Une charge excessive pourrait entraîner une erreur de la mesure puisqu'il y aurait une perte du détail des contours.

6. Développer le ou les films selon le système utilisé, soit numérique ou film-écran. S'assurer que la densité optique sur le film égale au moins 1,0. Dans le cas d'un système numérique, observer l'image et l'enregistrer sur un film, si possible.

7. Répéter la procédure pour chaque plaque de compression utilisée dans le service, s'il y a lieu.

Analyse et interprétation





1. Placer les films côte à côte sur un négatoscope.

2. Mesurer les écarts entre les repères métalliques et la limite du champ de radiation.

   L'image de référence sera l'image produite par le récepteur.

   Note : *Les écarts doivent être mesurés sur l'image du récepteur. Il y aura une différence entre les deux films, laquelle est occasionnée par le facteur d'agrandissement (A) associé à la distance qui sépare les deux films.*

3. Les mesures obtenues sur le film de la cassette placée sur le récepteur seront multipliées par le facteur d'agrandissement, légèrement plus grand que 1, pour compenser l'agrandissement produit sur le film placé dans le récepteur. Ce facteur d'agrandissement peut être calculé, en mesurant les pièces de monnaie ou les repères utilisés sur chacun des films, de la façon suivante :

$$\text{Facteur d'agrandissement (A)} = \frac{\text{mesure du repère de l'image du récepteur (IR)}}{\text{mesure du repère de l'image de la cassette (IC)}}$$

4. Noter tous les résultats sur le formulaire relatif à l'évaluation de la collimation en stéréotaxie (annexe 32).



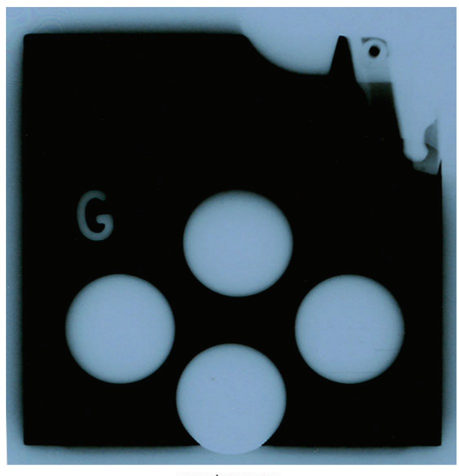
Note : *Dans le cas d'un système numérique, l'image peut être évaluée sur le moniteur ou sur un film imprimé après acquisition de ladite image ; elle sert de référence et est appelée* image du récepteur.

1. Comparer l'image obtenue avec la cassette à l'image du récepteur en utilisant un négatoscope qui se trouve à proximité du moniteur.

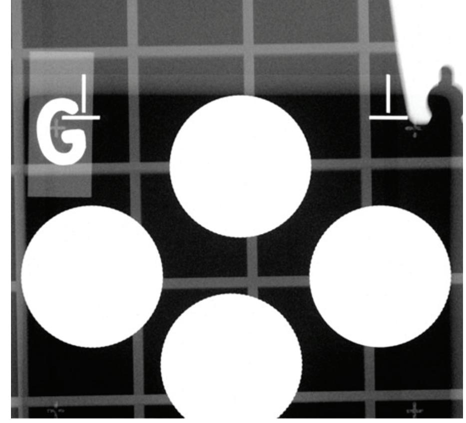
   Note : *Dans certains systèmes numériques, l'ordinateur mesure directement les distances sur l'image produite par le récepteur. Si le système utilisé n'offre pas cette option, le physicien devra mesurer les distances sur le moniteur ou sur le film imprimé et calculer le facteur d'agrandissement.*

2. Vérifier si les pièces métalliques sont visibles en entier sur le film de la cassette. Les côtés de la fenêtre de biopsie sont délimités par le bord des pièces métalliques. Si ces pièces n'apparaissent que partiellement sur l'image du récepteur, particulièrement sur l'image numérique, cela peut indiquer que la fenêtre de biopsie est plus grande que le champ du récepteur (voir la figure 40).

FIGURE 40 : L'ÉVALUATION DE LA COLLIMATION EN STÉRÉOTAXIE



PREMIÈRE IMAGE



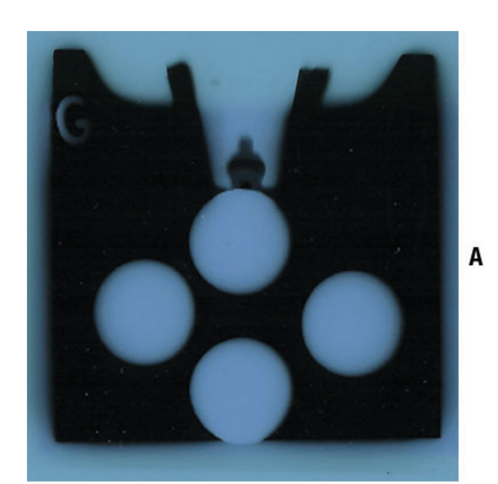
DEUXIÈME IMAGE

3. Vérifier si tous les côtés de la fenêtre de biopsie apparaissent sur l'image du récepteur. Noter la mesure obtenue. Si les quatre côtés n'apparaissent pas complètement sur l'image du récepteur, calculer la différence entre la fenêtre de biopsie et l'image du récepteur en mesurant la dimension des repères partiellement aperçus. Toutes les mesures sont prises sur l'image du récepteur.

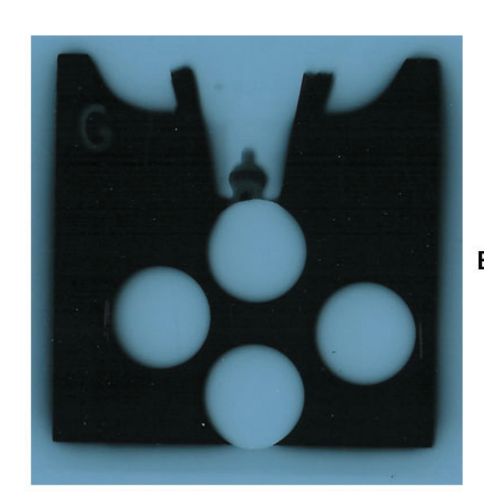
4. Noter toute asymétrie entre la fenêtre de biopsie et l'image du récepteur.

5. Vérifier le champ de radiation sur la cassette placée sur le récepteur. S'assurer que tout est bien positionné, particulièrement la plaque de compression (fenêtre de biopsie) qui est mobile pour permettre son déplacement antéropostérieur et pour permettre son nettoyage (voir la figure 41).

FIGURE 41 : EXEMPLE D'UNE FENÊTRE DE BIOPSIE MAL POSITIONNÉE



Test de collimation
Image numérique
Fenêtre de biopsie centrée



Test de collimation
Image numérique
Fenêtre de biopsie non centrée

6. Mesurer le champ de radiation sur le film de la cassette et comparer toutes les mesures à celles de l'image du récepteur. Prêter une attention particulière au côté de la paroi thoracique.

7. Noter tous les résultats sur le formulaire relatif à l'évaluation de la collimation en stéréotaxie (annexe 32).

Critères de performance et mesures correctives



COLLIMATION

Stéréotaxie

Le champ de radiation peut excéder d'au plus 2 % de la DSI sur chaque côté, sauf pour le côté paroi thoracique.

Le champ de radiation du côté paroi thoracique doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support d'au plus 5 mm.

- ❑ La fenêtre de biopsie doit être centrée par rapport à l'image du récepteur.
- ❑ Toute discordance entre le champ de radiation et l'image du récepteur doit entraîner la vérification de la collimation ou des diaphragmes utilisés pour les biopsies du sein. Si la collimation et les diaphragmes utilisés sont conformes et que le résultat excède les normes établies, une demande de réparation devrait être faite.
- ❑ Le champ de radiation peut excéder le récepteur (partie utile du détecteur) d'au plus **2 %** de la DSI sur chaque côté, sauf pour le côté paroi thoracique.
- ❑ Le champ de radiation du côté paroi thoracique doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support du récepteur d'au plus **5 mm**.
- ❑ Les corrections devront être apportées, selon la nature du problème, soit immédiatement ou au plus tard dans les 30 jours suivant la date du test.

7.5. L'ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME EN STÉRÉOTAXIE

Objectifs

– S'assurer que l'image obtenue au moment de faire une biopsie par stéréotaxie sera de qualité optimale. L'image doit être de qualité égale ou supérieure à celle qui est obtenue en mammographie.

– Vérifier la stabilité de la qualité de l'image.

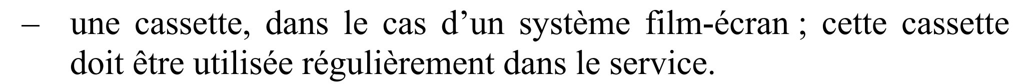
Matériel requis

– Un fantôme de mammographie (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015) ou un mini-fantôme pour stéréotaxie (NA 18-250) ;

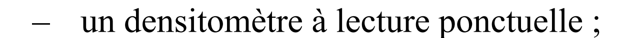


Mini-fantôme NA 18-250
et fantôme RMI 156

Note : *Nous recommandons l'utilisation du mini-fantôme afin d'obtenir les résultats d'ensemble sur une seule image et d'accélérer considérablement la vérification (voir la figure 42).*



– une cassette, dans le cas d'un système film-écran ; cette cassette doit être utilisée régulièrement dans le service.



– un densitomètre à lecture ponctuelle ;

– une loupe (le même type que celle qui est utilisée pour la lecture) ;

– le film témoin fourni avec le fantôme (voir la figure 43), lequel film montre les objets insérés dans le fantôme pour simuler les fins détails recherchés en mammographie ;

– des caches pour le négatoscope, afin d'éviter l'éblouissement (système film-écran) ;

– un formulaire *Évaluation de l'image du fantôme en stéréotaxie* (annexe 33 ou 33a, selon le système utilisé).

FIGURE 42 : LA VÉRIFICATION AVEC LE MINI-FANTÔME NA 18-250



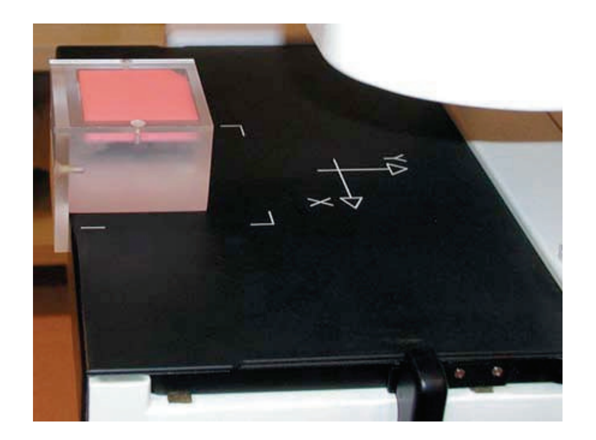
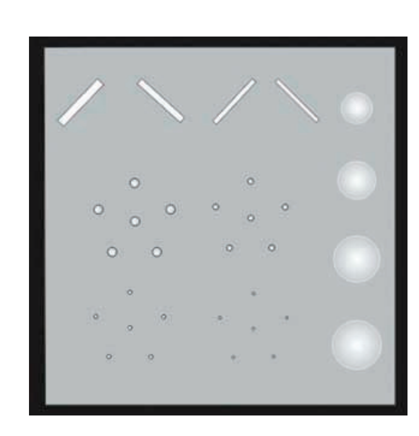


FIGURE 43 : L'IMAGE D'ORIGINE DES FANTÔMES RMI 156 ET NA 18-250

RMI 156





Procédure et précautions

Mammographie
CLASSIQUE



1. Préparer l'équipement nécessaire à la stéréotaxie.
2. Prendre une cassette habituellement utilisée dans le service et la même boîte de films tout au long du test.
3. Placer la cassette dans le porte-grille du système de stéréotaxie.
4. Placer le support de l'aiguille (positionneur) en position de retrait.

5. Placer le fantôme sur le porte-grille de façon à aligner le côté thoracique du fantôme avec le côté thoracique du porte-grille (une marque sur l'un des côtés du fantôme représente la position du mamelon).

6. Centrer le fantôme par rapport à la gauche et à la droite ou le mettre à l'emplacement prévu sur le support en s'assurant qu'il est bien au centre de la fenêtre de biopsie.

7. Abaisser le dispositif de compression. Certains appareils doivent appliquer une légère compression pour que le mécanisme de l'exposition fonctionne.

8. S'assurer que le détecteur de la cellule est bien placé sous le centre du fantôme, s'il y a lieu.

9. Sélectionner les facteurs techniques normalement utilisés pour une stéréotaxie effectuée sur un sein comprimé de 4,2 cm d'épaisseur.

10. Avec le mini-fantôme **NA 18-250**, faire une exposition. Noter la charge (en mAs) et la tension (en kVp) utilisés.

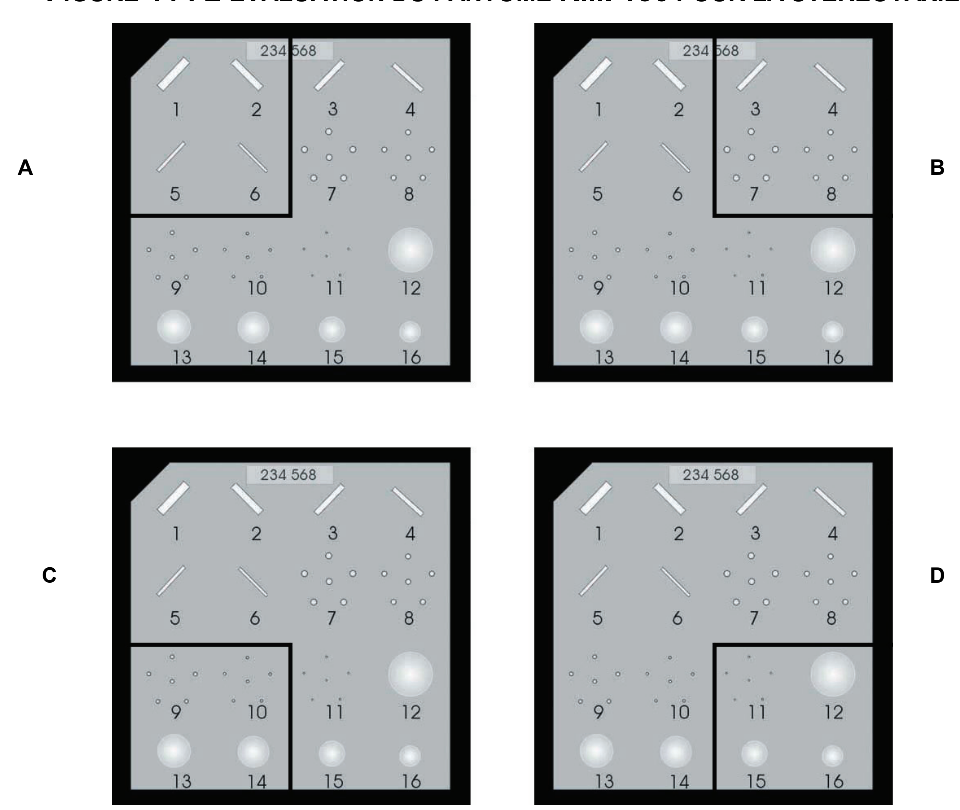
    OU

    Avec le fantôme de mammographie (**RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015**), faire quatre expositions pour capter tous les objets puisque le champ de radiation est réduit en stéréotaxie (voir la figure 44). Pour la première exposition (film A), viser le quadrant supérieur gauche du fantôme, contenant les fibres 1, 2, 5 et 6. Pour la deuxième exposition (film B), viser le quadrant supérieur droit contenant les fibres 3 et 4 ainsi que les deux premiers groupes de microcalcifications indiqués par les chiffres 7 et 8. Pour la troisième exposition (film C), viser le quadrant inférieur gauche contenant les groupes de microcalcifications indiqués par les chiffres 9 et 10 et les masses numérotées 13 et 14. Pour la quatrième exposition (film D), viser le quadrant inférieur droit contenant le dernier groupe de microcalcifications indiqué par le chiffre 11 et les masses numérotées 12, 15 et 16.

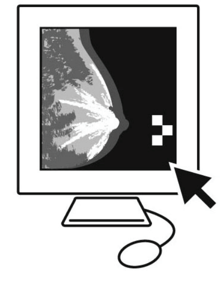
    Noter la charge (en mAs) et la tension (en kVp) utilisés.

11. Développer le film dans les conditions habituelles.

FIGURE 44 : L'ÉVALUATION DU FANTÔME RMI 156 POUR LA STÉRÉOTAXIE



12. À l'aide du densitomètre, mesurer la densité optique au centre de l'image du fantôme ; ce sera la **densité de fond (D)**. S'assurer de toujours mesurer la densité au même endroit sur les films. Noter le résultat sur le formulaire relatif à l'évaluation de l'image du fantôme en stéréotaxie (annexe 33).



1. Préparer l'équipement nécessaire à la stéréotaxie.
2. Placer le support de l'aiguille (positionneur) en position de retrait.
3. Placer le fantôme sur le support du sein, de façon à aligner le côté thoracique du fantôme avec le côté thoracique du support (une marque sur l'un des côtés du fantôme représente la position du mamelon).
4. Centrer le fantôme par rapport à la gauche et à la droite ou le mettre à l'emplacement prévu sur le support en s'assurant qu'il est bien au centre de la fenêtre de biopsie.

5. Abaisser le dispositif de compression. Certains appareils doivent appliquer une légère compression pour que le mécanisme de l'exposition fonctionne.

6. Sélectionner les facteurs techniques normalement utilisés pour une stéréotaxie effectuée sur un sein comprimé de 4 à 4,5 cm d'épaisseur.

7. Avec le mini-fantôme **NA 18-250**, faire une exposition. Noter la charge (en mAs) et la tension (en kVp) utilisés.

   OU

   Avec le fantôme de mammographie (**RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015**), faire quatre expositions pour capter tous les objets puisque le champ de radiation est réduit en stéréotaxie. Suivre l'étape 10 de la procédure décrite plus haut pour le système film-écran. Noter la charge (en mAs) et la tension (en kVp) utilisés.

   Note : *Généralement, les équipements ne permettent pas de visualiser les quatre images du fantôme simultanément. Cela rend l'interprétation plus difficile et exige plus de temps. Ainsi, il est préférable d'utiliser le mini-fantôme, qui permet une visualisation globale, pour l'évaluation des objets et la recherche d'artéfacts.*

8. À l'aide de l'outil d'analyse statistique de la ROI, mesurer la valeur moyenne des pixels (signal moyen) au centre de l'image du fantôme et noter la valeur de l'écart-type. La valeur du rapport signal sur bruit (RSB) sera calculée ; elle devrait être inscrite dans la charte technique puisqu'elle sert de référence. Noter les résultats sur le formulaire relatif à l'évaluation de l'image du fantôme en stéréotaxie (annexe 33a).

Analyse et interprétation

La lecture de l'image du fantôme doit être faite dans des conditions optimales. Par conséquent, l'éclairement de la pièce sera au minimum et les caches seront installés sur le négatoscope, au besoin. Il faut utiliser la loupe pour évaluer les objets et les groupes d'objets. Il faut également attendre quelques minutes, le temps que les yeux s'adaptent à l'obscurité, avant de commencer la lecture. Pour l'évaluation sur un moniteur, ajuster le fenêtrage de façon à obtenir le maximum d'information. Utiliser la loupe de l'appareil.

Note : On doit s'assurer que la densité de fond ou le rapport signal sur bruit (RSB) répond aux critères de performance à respecter avant de faire l'évaluation des objets.

Il faut évaluer chaque objet ou groupe d'objets séparément en comptant toujours les images de la plus grosse à la plus petite, selon la catégorie d'objets. Dans chaque catégorie, on doit *cesser de compter lorsque qu'une valeur de 0,5 ou 0* est obtenue pour un objet.

Évaluer le fantôme selon la méthode décrite à la section concernant le mammographe, *L'évaluation de l'image* (voir la section 4.8).

Critères de performance



- La densité optique de fond (D) **doit être égale ou supérieure à 1,4** et les limites de contrôle seront maintenues à ± 0,15. En tout temps, la mesure de la densité optique de fond pour le fantôme ne doit pas être inférieure à 1,4. Les valeurs idéales sont comprises entre 1,5 et 1,6 pour les films à contraste moyen, et entre 1,8 et 2,0 pour les films à haut contraste.

$$\mathbf{D \geq 1{,}4}$$

Note : Lorsque le contrôle de la qualité est bien établi et que l'équipement est en bon état, les limites de contrôle sont habituellement maintenues autour de ± 0,1.



IMAGE DU FANTOME EN STÉRÉOTAXIE (Système film-écran)

Nombre d'objets

Avec les fantômes RMI 156, NA 18-220 et CIRS 015 :
4 fibres
3 groupes de microcalcifications
3 masses

Avec le mini-fantôme NA 18-250
2 fibres
2 groupes de microcalcifications
2 masses

- Nombres d'objets devant apparaître sur l'image du fantôme :
  - avec le fantôme de mammographie RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015, ce sera : 4 fibres, 3 groupes de microcalcifications et 3 masses ;
  - avec le mini-fantôme NA 18-250, ce sera : 2 fibres, 2 groupes de microcalcifications et 2 masses.





IMAGE DU FANTOME EN STÉRÉOTAXIE (Système numérique)

Nombre d'objets

Avec les fantômes RMI 156, NA 18-220 et CIRS 015 :
5 fibres
4 groupes de microcalcifications
3,5 masses

Avec le mini-fantôme NA 18-250
3 fibres
3 groupes de microcalcifications
2,5 masses

- ❑ Nombre d'objets devant apparaître sur l'image du fantôme :
  - avec le fantôme de mammographie RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015, ce sera : 5 fibres, 4 groupes de microcalcifications et 3,5 masses ;
  - avec le mini-fantôme NA 18-250 ce sera : 3 fibres, 3 groupes de microcalcifications et 2,5 masses.

Le mini-fantôme contient des objets simulant des fibres, des microcalcifications et des masses de dimensions variées ; toutefois, leur nombre et leur grandeur diffèrent de ceux des fantômes de mammographie. Il permet d'évaluer la qualité de l'image en stéréotaxie sur un seul radiogramme, contrairement au fantôme du modèle courant utilisé en mammographie avec lequel on doit faire quatre expositions pour pouvoir observer tous les objets apparaissant sur l'image numérique à champ réduit.

Le tableau ci-dessous permet de comparer les pointages à obtenir selon le fantôme et le système utilisés.

TABLEAU 22 : COMPARAISON DES POINTAGES SELON LE FANTÔME UTILISÉ

Objets	Fantôme (RMI 156, NA 18-220 et CIRS 015)		Mini-fantôme (NA 18-250)	
	Système film-écran	Système numérique	Système film-écran	Système numérique
Fibres	4,0	5,0	2,0	3,0
Microcalcifications	3,0	4,0	2,0	3,0
Masses	3,0	3,5	2,0	2,5



IMAGE DU FANTÔME EN STÉRÉOTAXIE

RSB
> 50

Signal moyen
± 15 % entre les expositions

- ❑ Le rapport signal sur bruit (RSB) devrait être supérieur à 50.
- ❑ La valeur moyenne des pixels (signal moyen) ne devrait pas varier de plus de 15 % entre les différentes expositions dans les mêmes conditions.
- ❑ L'image du fantôme doit être uniforme et libre de tout artéfact.
- ❑ Si un système ne répond pas aux critères de performance établis, un second film du fantôme doit être fait et évalué. Si le système ne satisfait toujours pas aux critères établis, d'autres tests devront être effectués pour isoler la source du problème. Une correction doit être apportée avant de pouvoir effectuer d'autres biopsies avec ce système.

7.6. LA VÉRIFICATION DE LA TENSION EN STÉRÉOTAXIE

Note : *La procédure à suivre pour vérifier la tension a été décrite précédemment (voir la section 5.5). Toutefois, quelques précisions doivent être données pour tenir compte des particularités de l'appareillage utilisé en stéréotaxie et des conditions valant pour cette technique.*

Procédure et précautions

1. En mode manuel, sélectionner la tension (en kVp) **la plus souvent utilisée** afin de pouvoir vérifier la stabilité de la tension. Inscrire la tension choisie, le foyer ainsi que la charge (en mAs) sur le formulaire relatif à la vérification de la tension (annexe 23).

2. S'assurer que le support de l'aiguille n'est pas dans le champ de radiation au moment de l'exposition.

3. Placer le kVp-mètre au centre de la zone d'exposition, dans la fenêtre de biopsie. Si cela est impossible, retirer la plaque de compression avant de faire l'exposition. Placer le kVp-mètre le plus près possible de la paroi thoracique et le centrer par rapport à la gauche et à la droite.

4. Vérifier la précision des tensions (en kVp) utilisées pour les biopsies en prenant une mesure de chacune de ces tensions. S'assurer que les résultats sont conformes, c'est-à-dire à ± 5% du kVp nominal (de 1,5 kVp à 30 kVp). En cas de défaut de la précision, il faut faire le test de reproductibilité pour chacune des tensions dont le résultat n'est pas conforme.

5. Inscrire toutes les valeurs mesurées sur le formulaire (annexe 23).

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Sur le plan de la stabilité, le coefficient de variation ne doit pas dépasser 0,02.

- ❑ L'écart entre les valeurs nominales et les valeurs mesurées des tensions ne doit pas excéder 5 %.

- ❑ Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.

7.7. LA MESURE DE LA QUALITÉ DU RAYONNEMENT EN STÉRÉOTAXIE (CDA)

Note : *La procédure à suivre pour vérifier la qualité du rayonnement a été décrite précédemment (voir la section 5.8). Toutefois, quelques précisions doivent être données pour tenir compte des particularités de l'appareillage utilisé en stéréotaxie et des conditions valant pour cette technique.*

Procédure et précautions

Note : *La mesure de la qualité du rayonnement est prise avec la plaque de compression pour le mammographe et* ***sans*** *la plaque de compression pour les équipements de stéréotaxie. Comme la couche de demi-atténuation (CDA) est mesurée sans la plaque de compression ou dans la fenêtre de biopsie pour un équipement de stéréotaxie, la valeur minimale de la CDA pour cet équipement sera inférieure à celle d'un mammographe. Toutefois, la valeur maximale acceptable de la CDA sera identique en mammographie et en stéréotaxie.*

1. Placer la chambre d'ionisation à 4,5 cm au-dessus ou en avant de la surface du support du sein, selon le type d'appareil.

2. Centrer la chambre d'ionisation dans le champ de radiation en se servant de la fenêtre de biopsie. Si la plaque de compression vient atténuer le faisceau, il faut retirer la plaque de compression avant de faire l'exposition. Placer la chambre d'ionisation **le plus près possible de la paroi thoracique** et la centrer par rapport à la gauche et à la droite. S'assurer que la chambre d'ionisation se situe entièrement dans le champ de radiation.

3. Placer le support de l'aiguille de façon à dégager l'espace entre le faisceau de rayonnement et la chambre d'ionisation.

4. Sélectionner la combinaison anode-filtre et la tension (en kVp) valant habituellement pour un examen, et noter ces informations ainsi que la **distance source-image** (**détecteur**) sur le formulaire relatif à la mesure de la qualité du rayonnement (annexe 25).

Note : Dans le cas d'un appareil de mammographie classique utilisé avec un équipement de stéréotaxie et un détecteur numérique DR, la distance source-image peut être modifiée pour les besoins de la procédure en stéréotaxie. Il est donc très important de mesurer et de noter cette distance pour le calcul de la dose.

5. Mesurer la CDA pour les différentes combinaisons anode-filtre utilisées pour les biopsies après avoir sélectionné la tension (en kVp) la plus souvent utilisée pour chaque combinaison.

6. Reporter les résultats sur le formulaire approprié (annexe 25).

Analyse et interprétation

Note : *L'analyse des résultats décrite pour la mammographie (voir la section 5.8) vaut également pour la stéréotaxie.*

TABLEAU 23 : COUCHE DE DEMI-ATTÉNUATION EN STÉRÉOTAXIE

Couche de demi-atténuation pour le tube radiogène, sans la plaque de compression et selon les différentes combinaisons anode-filtre

kVp	CDA_{min} Sans plaque de compression	CDA_{max} Mo/Mo	CDA_{max} Mo/Rh	CDA_{max} Rh/Rh	CDA_{max} W/Rh
24	**0,24**	0,36	0,43	0,46	0,54
26	**0,26**	0,38	0,45	0,48	0,56
28	**0,28**	0,40	0,47	0,50	0,58
30	**0,30**	0,42	0,49	0,52	0,60
32	**0,32**	0,44	0,51	0,54	0,62
34	**0,34**	0,46	0,53	0,56	0,64
36	**0,36**	0,48	0,55	0,58	0,66

Critères de performance et mesures correctives

- ❑ Il est important que la CDA soit adéquate afin de réduire la dose au patient ; toutefois la CDA ne doit pas être excessive pour obtenir une bonne qualité du contraste radiologique.

- Dans le cas de la mammographie faite à l'aide d'un film et d'un écran, si la CDA est trop élevée, le contraste du sujet et le contraste de l'image seront réduits.

- Si la CDA est excessive, il faut s'assurer que la fenêtre du tube (béryllium) est appropriée et que le miroir ainsi que le filtre sont correctement installés et en bon état. Si la CDA est supérieure à 0,4 mm, le miroir peut être en cause. Il faut alors vérifier sa position.

- Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant la date du test.

7.8. LA PRÉCISION DE LA LOCALISATION

Note : *Le physicien effectuera le test avec le fantôme du fabricant si possible ; à défaut, il utilisera le fantôme de gélatine. Le technologue peut faire lui-même le test en présence du physicien.*

7.8.1. Fantôme de gélatine

Objectif

Vérifier la précision au moment de la mise en place guidée de l'aiguille de biopsie servant à faire les prélèvements.

Matériel requis



Fantôme de gélatine
RMI 164 A

- Fantôme de gélatine dans lequel des objets de < 5 mm de diamètre sont insérés pour permettre des simulations de prélèvement, par exemple le fantôme RMI 164A ;
- fusil de biopsie utilisé dans le centre pour les biopsies guidées par stéréotaxie ;
- aiguille de biopsie utilisée dans le centre pour les biopsies guidées par stéréotaxie ;
- un formulaire *Précision de la localisation en stéréotaxie* (annexe 34).

Note : *Le centre de mammographie devrait mettre une aiguille non stérile à la disposition du physicien pour lui permettre de vérifier la précision de la localisation.*

Procédure et précautions

Le physicien ou le technologue devra prélever une cible dans le fantôme. Le physicien s'assurera de la précision de l'appareil par la réussite du prélèvement.

1. Placer le fantôme de gélatine sur le récepteur utilisé normalement pour les biopsies guidées par stéréotaxie.

2. Centrer la cible dans la fenêtre de biopsie.

3. Faire une première exposition lorsque le tube est placé à 0º. S'assurer que la cible est bien centrée sur l'image. Deux images en stéréotaxie seront produites, habituellement à + 15° et à - 15°.

4. Marquer le centre de la cible choisie sur chaque image.

5. Placer la coordonnée Z à 0°, si nécessaire.

6. Sélectionner l'aiguille utilisée (par rapport à la longueur), pour pouvoir évaluer la course de l'aiguille.

   Note : *Certains systèmes permettent d'enregistrer à l'avance les différentes longueurs d'aiguille qui seront utilisées pour les biopsies ; ils feront les calculs nécessaires au moment de la biopsie. Avec un tel système, il faut donc sélectionner la longueur de l'aiguille qui sera utilisée au moment du test.*

7. Saisir les coordonnées de l'axe horizontal (X), de l'axe vertical (Y) et de la profondeur (Z). Certains systèmes déterminent les positions et effectuent les calculs automatiquement ; on n'a pas à saisir les données dans ce cas.

8. Lorsque le site de ponction est déterminé, le mécanisme (support de l'aiguille, incluant souvent un guide) est dirigé, soit manuellement ou par l'appareil, à l'emplacement de la ponction. S'assurer que ce mécanisme est solidement fixé.

9. Mettre l'aiguille en place. Dans les centres où l'on utilise une aiguille avec système de succion, il faut simuler l'examen sans utiliser la succion. L'image obtenue sur le moniteur devra montrer que le prélèvement est réussi.

10. Si un trocart es utilisé

    – Prendre une image **juste avant le lancement**, c'est-à-dire alors que l'aiguille est en place et avant d'actionner le fusil (voir la figure 45). Habituellement, deux images sont produites en stéréotaxie, à + 15° et à - 15°.

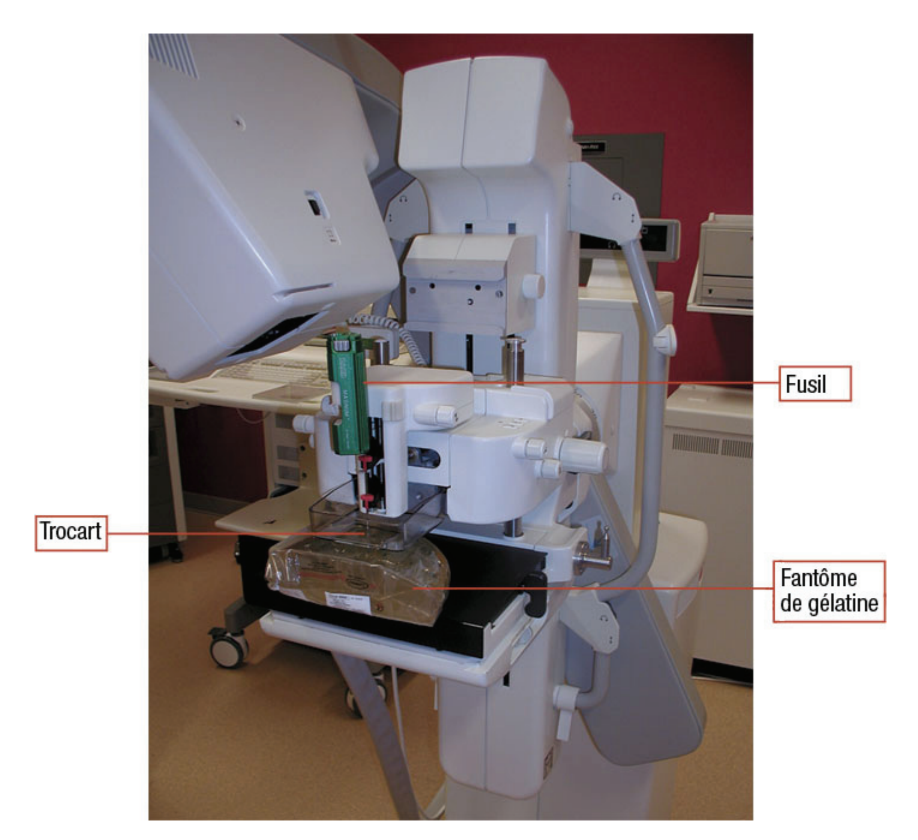
Note : Si l'unité de biopsie est bien calibrée, la pointe de l'aiguille devrait se situer en contact avec la cible choisie ou en retrait d'au plus 5 mm du centre de la cible selon le type de lésion.

– Mettre le fusil en place et actionner le lancement de l'aiguille pour le prélèvement.

– Prendre un deuxième groupe d'images en stéréotaxie, à + 15° et à - 15°.

Note : Après le lancement, l'image devrait montrer la pointe de l'aiguille derrière le centre de la cible choisie.

FIGURE 45 : LOCALISATION AVEC LE FANTÔME DE GÉLATINE RMI 164A



11. Si une aiguille avec système de succion est utilisée

– Souvent l'aiguille est mise en place par une poussée, sans utilisation du fusil.

– Prendre deux images en stéréotaxie, à + 15° et à - 15°.

Note : La cible sera vis-à-vis la fenêtre de l'aiguille pour l'aspiration. Le prélèvement ne pourra être fait puisque le système de succion ne sera pas en fonction.

Critères de performance et mesures correctives

Si la procédure échoue, le technicien de service devra être contacté et les problèmes devront être corrigés pour que l'équipement puisse à nouveau servir aux biopsies.

Si un trocart est utilisé

- ❑ **Juste avant le lancement**, la pointe de l'aiguille devrait se situer en contact avec la cible choisie sur l'image ou en retrait d'au plus 5 mm du centre de la cible.
- ❑ La pointe de l'aiguille devrait avoir traversé la cible choisie et se situer derrière celle-ci sur l'image prise **après le lancement**.
- ❑ Si le prélèvement est réussi, l'aiguille retirée contiendra du matériel.
- ❑ Si ces objectifs ne sont pas atteints, les causes devront en être déterminées et la procédure devra être reprise.

Si une aiguille avec système de succion est utilisée

- ❑ L'image obtenue **avant le prélèvement** devrait montrer que la cible choisie se trouve à moins de 1 mm de l'ouverture de l'aiguille servant à retirer le prélèvement.
- ❑ Si cet objectif n'est pas atteint, les causes devront en être déterminées et la procédure devra être reprise.

Si d'autres types d'aiguilles plus fines sont utilisés

La procédure sera modifiée selon les différentes méthodes de prélèvement à évaluer. L'important pour le physicien est de s'assurer que le prélèvement sera effectué au bon endroit, peu importe la méthode utilisée.

7.8.2. Fantôme du fabricant

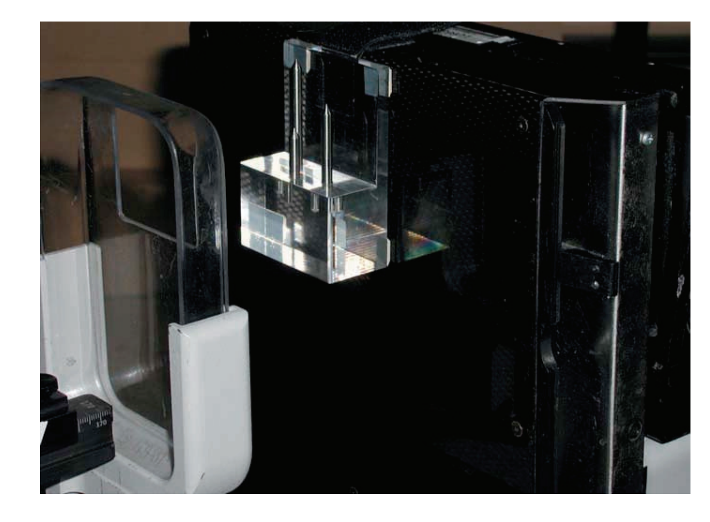
Le physicien ou le technologue devra procéder au test de localisation avec le fantôme recommandé par le fabricant. Normalement, le technologue doit faire cette vérification chaque jour, avant les biopsies, ou au besoin si un problème lié à la précision de l'aiguille est soupçonné.

Généralement, le fabricant suggère un modèle de fantôme à utiliser pour vérifier la précision de la localisation de l'aiguille. Les ajustements de l'appareil seront faits sur la base des résultats obtenus. Toutefois, ce type de fantôme renseigne sur la précision du système seulement. Le test ne tient en effet pas compte des erreurs attribuables au fusil, par exemple. L'uniformisation serait souhaitable quant au type de fantôme à utiliser.

La marge d'erreur acceptable dans toutes les directions est de **1 mm**.

Exemples de fantômes suggérés par les fabricants

FIGURE 46 : LE FANTÔME DU FABRICANT FISCHER



Note : Ce système utilise les coordonnées polaires.

FIGURE 47 : LE FANTÔME DU FABRICANT GE



Le fantôme offert avec l'équipement Fischer est utilisé sans autre accessoire. Par contre, le fantôme offert avec l'équipement GE s'utilise avec une aiguille qui sera insérée dans ses différentes ouvertures. Chaque ouverture a une profondeur différente des autres.

8

PIÈCES BIOPSIQUES

La biopsie du sein consiste en un prélèvement de tissu mammaire aux fins de l'analyse en laboratoire. La radiographie d'une pièce biopsique (spécimen) sert à vérifier la présence de microcalcifications, plus particulièrement. Il est donc important d'obtenir une résolution de l'image élevée.

Les résultats de la biopsie effectuée seront concluants à la condition que le spécimen transmis au laboratoire pour analyse contienne bien un échantillon des anomalies vues sur la mammographie. Les microcalcifications sont souvent l'objet de la biopsie. Elles sont de petite taille, d'où l'importance de s'assurer de la qualité de l'image obtenue par la radiographie de la pièce biopsique.

Dans le cas d'une biopsie chirurgicale, le spécimen prélevé sera généralement en une seule pièce et de grosseur plus importante. Une radiographie de la pièce biopsique peut aussi être demandée. La compression du spécimen pourrait être utile afin d'étaler les tissus et de mieux en montrer le contenu. Il sera important de s'assurer que la plaque de compression utilisée est adéquate et ne crée aucun artéfact sur l'image.

Les équipements utilisés pour radiographier les pièces biopsiques doivent être vérifiés annuellement dans le cas d'un système classique (film-écran) ou tous les six mois dans le cas d'un système numérique.

8.1. LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES

La radiographie des pièces biopsiques peut être effectuée à l'aide d'un mammographe ou d'un appareil dédié à la radiographie des pièces biopsiques.

Qu'ils soient du type classique ou numérique, ces équipements doivent faire l'objet de vérifications par le physicien selon les fréquences prévues et les contrôles de la qualité quant à eux doivent être faits par le technologue.

À ce jour, l'utilisation d'un film à haut contraste combiné à un écran permettant de visualiser les fins détails est privilégiée pour un système classique. Aussi, le développement du film doit-il être optimal.

Une image numérique de la pièce biopsique peut être produite. Toutefois, si l'image est imprimée, les contrôles de la qualité de l'imprimante auront une grande importance et ils devront être faits périodiquement.

Utilisation du mammographe classique ou numérique

Pour la radiographie des pièces biopsiques, on devrait généralement utiliser le petit foyer selon la technique d'agrandissement et une basse tension (en kVp). Particulièrement en ce qui concerne les spécimens prélevés au cours d'une biopsie chirurgicale, il peut être nécessaire de leur appliquer une compression **modérée** pour étaler les tissus mammaires et favoriser un meilleur contraste. Les facteurs d'exposition pourront varier selon la grosseur de la pièce biopsique, le film choisi et le support utilisé pour déposer la pièce, que ce soit des lamelles de verre, des assiettes de pétri, un bloc de paraffine ou de la gaze. La tension appliquée lorsque le mammographe est utilisé se situe généralement entre 22 et 24 kVp avec une anode et un filtre de molybdène, selon la pièce biopsique radiographiée et l'appareillage. L'utilisation d'un système numérique pourrait nécessiter l'emploi d'une tension (en kVp) plus élevée afin d'obtenir une qualité d'image optimale.

Utilisation d'un appareil classique ou numérique dédié à la radiographie des pièces biopsiques

Comme pour le mammographe, la pièce biopsique est radiographiée selon la technique d'agrandissement et à une faible tension (de 18 à 20 kVp environ pour un appareil classique dédié à la radiographie de telles pièces). Ces appareils sont dotés d'un foyer très petit (de 0,02 à 0,05 mm) et il est possible de sélectionner une tension inférieure à celle que l'on utilise avec un mammographe. La plupart de ces appareils offrent un plus grand choix pour l'agrandissement (jusqu'à 5 x). Le temps d'exposition est long, souvent entre 8 et 20 secondes.

Il est parfois recommandé d'utiliser des masques de plomb d'environ 3 mm d'épaisseur autour d'une pièce biopsique plus épaisse afin de réduire la radiation secondaire.

Il est recommandé de ne pas utiliser de pellicule du type *Saran* comme support des pièces biopsiques, car celle-ci absorbe une proportion relativement élevée du rayonnement X à ce niveau d'énergie.

Différents facteurs techniques peuvent être suggérés par le fabricant selon la grosseur et la densité des pièces biopsiques à radiographier. Ainsi, le tableau 22 présente ceux que propose Faxitron pour son modèle MX20 avec un film Kodak *min R 2000*.

TABLEAU 24 : EXEMPLE DE FACTEURS TECHNIQUES SUGGÉRÉS POUR UNE PIÈCE BIOPSIQUE

Prélèvement (en mm)	Tension (en kVp)	Temps d'exposition (en secondes)
1-2	18	8-10
3-4	18	11-13
5-6	18	14-16
7-8	20	10-12
9-10	20	13-15
10-12	20	16-20

Des contrôles de la qualité devront être faits périodiquement. Le fabricant propose différentes vérifications selon le type d'appareil. Il est important de suivre ses recommandations.

8.2. LES APPAREILS DÉDIÉS À LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES

Actuellement, différents fabricants – Faxitron X-ray corporation, Précision X-ray inc. ou Bioptics inc., par exemple – offrent des modèles d'appareils dédiés à la radiographie des pièces biopsiques. Ces appareils (*cabinets*) ont souvent l'aspect d'un petit réfrigérateur ; ils occupent donc peu d'espace. Avec l'arrivée de la technologie numérique, ce type d'appareil a été adapté pour l'image numérique et les nouveaux modèles se présentent sous un *design* très différent.

Certains appareils de ce type peuvent être utilisés en radiographie industrielle ou en recherche pour la radiographie de petits animaux, du placenta ou de pièces opératoires de grande taille et composées de divers tissus. La tension s'élève jusqu'à 110 ou 150 kVp, compte tenu du type de tissu ou d'objet à radiographier. Les appareils conçus pour

la radiographie des pièces biopsiques du sein ont des caractéristiques différentes, particulièrement en ce qui concerne la tension et la grandeur du foyer.

Ces appareils permettent d'obtenir des images de haute résolution et sont fort utiles pour la radiographie des objets de très petite taille. Ils offrent aussi un choix d'agrandissement pouvant atteindre cinq fois la taille réelle de l'objet radiographié, selon l'appareil utilisé.

FIGURE 48 : EXEMPLE D'UN APPAREIL DÉDIÉ À LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES (FAXITRON)



Pour la radiographie des pièces biopsiques du sein, il sera important d'obtenir une image de haute résolution. À cette fin, on utilisera un foyer de très petite dimension, une tension (en kVp) basse et la technique d'agrandissement afin de pouvoir bien évaluer les microcalcifications. Habituellement, le fabricant suggère des facteurs techniques qui permettent d'obtenir une image optimale.

Le tableau suivant permet de comparer les caractéristiques d'un mammographe et celles d'un appareil dédié à la radiographie des pièces biopsiques du sein.

TABLEAU 25 : COMPARAISON DES APPAREILS SERVANT À LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES

Caractéristiques	Mammographe	Appareil dédié à la radiographie des pièces biopsiques
Foyer	Petit foyer ~ 0,1 mm	Généralement entre 0,02 et 0,05 mm
kVp	De 20 à 40 ~	De 8 à 40 ~
Agrandissement	De 1,4 à 2,0 X	5 X

Note : *Étant donné que les pièces biopsiques peuvent contenir de fines microcalcifications, la qualité de l'image doit être au moins égale à celle des mammogrammes.*

Certains appareils peuvent être utilisés avec un système d'exposition automatique ou offrir un système de centrage avec indicateur laser.

Une plaque permettant de surélever la pièce biopsique au moment de l'agrandissement est généralement fournie par le fabricant. Elle s'insère habituellement à la hauteur choisie, sur des supports latéraux.

Certains fabricants fournissent des fantômes servant à faire les réglages ou à vérifier l'image. Si le physicien les utilise, il doit l'indiquer dans son rapport et suivre la procédure recommandée par le fabricant. Le mini-fantôme employé pour les vérifications en stéréotaxie pourrait être utilisé pour évaluer l'image.

8.3. LA VÉRIFICATION DES MAMMOGRAPHES SERVANT À LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES





***Note :** Le mammographe fera l'objet d'une **vérification complète** chaque année s'il comporte un système film-écran, ou tous les six mois s'il est doté d'un système numérique, et qu'il sert aux examens des patients. Toutefois, certaines vérifications particulières peuvent suffire à l'évaluation de l'appareil, dans le cas où l'appareil n'est pas utilisé pour la radiographie de patients. Des mammographies occasionnelles ou des radiographies post-biopsie ne peuvent être effectuées sans une vérification complète par le physicien.*

Toutes les vérifications seront faites selon le protocole décrit dans le présent manuel. Toutefois, si le mammographe est uniquement utilisé pour la radiographie de pièces biopsiques ou si l'appareil est dédié, seules les vérifications qui suivent devront être effectuées (voir le tableau 24), auxquelles s'ajoutent les recommandations du fabricant. Les résultats seront inscrits sur le formulaire relatif à la vérification d'un appareil utilisé pour la radiographie des pièces biopsiques (annexe 35).

TABLEAU 26 : VÉRIFICATIONS D'UN APPAREIL UTILISÉ POUR LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES

VÉRIFICATIONS DU PHYSICIEN
Le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie
Le blindage de la salle et la protection de l'opérateur (si le physicien le juge nécessaire)
La vérification du voile produit en chambre noire
Le traitement de l'image
La conservation des images
Les conditions d'affichage et de lecture
La vérification des récepteurs
L'homogénéité des détecteurs DR/CR
L'évaluation des artéfacts
L'évaluation de l'image
L'évaluation d'ensemble et la radioprotection (Le physicien pourra faire un test pour vérifier la radiation de fuite, s'il le juge nécessaire.)
L'évaluation du centreur lumineux, le cas échéant.
Le système d'exposition automatique, s'il est utilisé
La vérification de la tension (Dans certains cas, le voltage sera vérifié et la tension (en kVp) sera tirée d'une table de référence. Se référer aux recommandations du fabricant pour connaître la procédure)
La limite de résolution du système ou FTM (attention au petit foyer utilisé dans le cadre de la technique d'agrandissement)
L'installation ne doit présenter aucun danger pour les utilisateurs.

Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie

Programme québécois
DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN

Rapport du physicien

- *Présentation du rapport*
- *Résumé des vérifications*
- *Formulaires suggérés (annexes)*

9

RAPPORT DU PHYSICIEN

9.1. LA PRÉSENTATION DU RAPPORT

Le rapport-type se compose essentiellement des formulaires relatifs aux différentes vérifications effectuées par le physicien, lesquels sont précédés d'une page personnalisée. Cette page comprend les informations concernant la firme d'évaluation biomédicale – nom, coordonnées et logo – ainsi que le nom du physicien qui a procédé aux vérifications. La date de la rédaction du rapport doit également apparaître sur cette page.

Quant aux formulaires eux-mêmes, ils font l'objet des annexes 1 à 26 et 30 à 35. Le physicien peut en utiliser d'autres, mais ils devront inclure tous les renseignements demandés dans les modèles présentés et les données devront y être inscrites selon les unités prévues. La date de l'évaluation sera inscrite sur chaque formulaire.

Un résumé des vérifications permet au technologue et au radiologiste de constater rapidement les problèmes liés à l'équipement et de faire les corrections nécessaires, le cas échéant.

Par ailleurs, le physicien doit conserver dans ses dossiers la liste des instruments de mesure qu'il a utilisés pour les vérifications ainsi que les dates des étalonnages.

Il peut se révéler utile de consulter la **section 1.9**, intitulée *La vérification par le physicien et les modalités d'application.*

9.2. LE RÉSUMÉ DE LA VÉRIFICATION

Système film-écran

Vérification	RÉFÉRENCE	CONFORME		
	N^O ANNEXE OU PAGE	OUI	NON	SANS OBJET
Les instruments de mesure du centre				
Le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie				
Le blindage de la salle et la protection de l'opérateur				
La vérification du voile en chambre noire				
Le traitement de l'image (la sensitométrie)				
La conservation des films (rétention du fixateur)				
Les conditions d'affichage et de lecture (négatoscopes)				
La vérification du contact film-écran				
L'uniformité de la sensibilité des écrans				
L'évaluation des artéfacts				
L'évaluation de l'image du fantôme				
L'évaluation d'ensemble et la radioprotection				
L'évaluation de la collimation				
La vérification de la compression				
Le système d'exposition automatique				
La vérification de la tension				
La résolution spatiale				
La mesure de la qualité du rayonnement (CDA ou CDT)				
L'exposition à la peau et la dose glandulaire moyenne				
En stéréotaxie : précision de la localisation				

Recommandations générales du physicien :

____
____
____
____

LE RÉSUMÉ DE LA VÉRIFICATION

Système numérique

VÉRIFICATION	RÉFÉRENCE	CONFORME		
	N^O ANNEXE OU PAGE	OUI	NON	SANS OBJET
Les instruments de mesure du centre				
Le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie				
Le blindage de la salle et la protection de l'opérateur				
Le traitement de l'image (plage dynamique)				
Les conditions d'affichage et de lecture (négatoscopes)				
Les conditions d'affichage et de lecture (moniteurs)				
La vérification de l'imprimante				
La vérification du numériseur				
L'uniformité des plaques photostimulables				
L'homogénéité des détecteurs (CR/DR)				
L'évaluation des artéfacts				
L'évaluation de l'image du fantôme				
La mesure du rapport signal sur bruit (RSB) et du rapport contraste sur bruit (RCB)				
L'évaluation d'ensemble et la radioprotection				
L'évaluation de la collimation				
La vérification de la compression				
Le système d'exposition automatique				
La vérification de la tension				
La résolution spatiale				
La fonction de transfert de modulation (FTM)				
La mesure de la qualité du rayonnement (CDA ou CDT)				
L'exposition à la peau et la dose glandulaire moyenne				
En stéréotaxie : précision de la localisation				

Recommandations générales du physicien :

____

____

____

ANNEXES

ANNEXE 1 : IDENTIFICATION DU CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

L'équipement de mammographie de votre centre a été vérifié. Dans le cadre du Programme québécois de dépistage du cancer du sein (PQDCS), les vérifications s'inspirent du Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie, Volume 2 : Physicien biomédical, *édition 2006*.

Nom du centre : ___________________________________

Adresse : ___________________________________

2[e] adresse : ___________________________________

Ville : ___________________________________

Code postal : ___________________________________

Téléphone : ___________________________________

Télécopieur : ___________________________________

Courriel : ___________________________________

Accréditation PAM (oui/non) : ___________________________________

Certification PDQCS (CDD ou CRID) : _________________________

Nombre de mammographes : ___________________________________

Radiologiste responsable : ___________________________________

Technologue responsable : ___________________________________

Technologue rencontré : ___________________________________

Vérification complète : ___________ ou Vérification particulière : ___________

Indiquer la ou les vérifications : ___________________

____

____

____

Signature du physicien : ___________________________________

Nom du physicien : ___________________________________

(caractères d'imprimerie)

Date de l'évaluation : ___________________________

(JJ-MM-AAAA)

ANNEXE 2 : ÉQUIPEMENT D'IMAGERIE

Mammographe

Type (classique, numérique CR ou DR) ____________________
Fabricant ____________________
Modèle ____________________
Numéro de série ____________________
Année de fabrication ____________________
Distance source-image (mm) ____________________

Tube radiogène et foyers

Fabricant ____________________
Modèle ____________________
Numéro de série ____________________
Année de fabrication ____________________
Filtration inhérente ____________________
Filtre ajoutée ______________ ________ ________ ________

Foyer, grandeur nominale (mm)

	Anode ______________	Anode ______________
	P ____________________	P ____________________
	G ____________________	G ____________________

En mammographie classique

Récepteur d'image

Porte-grille (bucky), grille antidiffusion

Porte-grille (18 cm x 24 cm)
Rapport de grille ____________________

Porte-grille (24 cm x 30 cm)
Rapport de grille ____________________

Cassettes, écrans intensificateurs et films

Cassettes Fabricant ____________________

Écrans intensificateurs Fabricant ____________________
Type (appellation) ____________

Film Fabricant ____________________
Type ____________________

En mammographie numérique

Récepteur d'image

Détecteur ou plaques CR

Détecteur (équivalent 18 cm x 24 cm)
Fabricant (si possible) ________________

Détecteur (équivalent 24 cm x 30 cm)
Fabricant (si possible) ________________

Moniteurs

Moniteurs de visualisation
Fabricant __________________
Modèle __________________
Écran (cm) __________________
Nombre de pixels ____________

Fabricant __________________
Modèle __________________
Écran (cm) __________________
Nombre de pixels ____________

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

Moniteurs de lecture

Fabricant ________________
Modèle ________________
Écran (cm) ________________
Nombre de pixels ___________

Fabricant ________________
Modèle ________________
Écran (cm) ________________
Nombre de pixels ___________

Fabricant ________________
Modèle ________________
Écran (cm) ________________
Nombre de pixels ___________

Fabricant ________________
Modèle ________________
Écran (cm) ________________
Nombre de pixels ___________

Appareil de traitement du film

Fabricant __________________
Modèle __________________
Numéro de série __________________
Année de fabrication __________________
Dédié à la mammographie (oui/non) __________________
Plein jour (oui/non) __________________

Produits de traitement du film

Révélateur
Fabricant __________________
Type __________________

Fixateur
Fabricant __________________
Type __________________

Lumière inactinique

Fabricant du filtre __________________
Type de filtre __________________
Puissance (W) __________________

Fabricant du filtre __________________
Type de filtre __________________
Puissance (W) __________________

DAO (aide à la détection)

Fabricant ________________
Modèle ________________

Numériseur

Fabricant ________________
Modèle ________________

Lecteur de plaques CR

Fabricant ________________
Modèle ________________

Imprimante

Fabricant ________________
Modèle ________________

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 3 : INSTRUMENTS DE MESURE ET MATÉRIEL UTILISÉS DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

INSTRUMENT OU MATÉRIEL	PRÉSENCE DANS LE CENTRE		BON ÉTAT	
	OUI	NON	OUI	NON
Densitomètre				
Fantôme de mammographie (RMI 156 ou NA 18-220 ou CIRS 015)				
Fantôme pour stéréotaxie (NA 18-250)				
Fantôme du fabricant pour la stéréotaxie				
Fantôme de gélatine pour la stéréotaxie				
Feuilles (absorbants) d'acrylique				
Grille de contact				
Mires d'évaluation pour le moniteur et l'imprimante				
Pèse-personne				
Photomètre (facultatif)				
Sensitomètre				

Recommandations du physicien :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 4 : CONTRÔLE DE LA QUALITÉ DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

Système classique

TEST OU PROCÉDURE	FRÉQUENCE					
	Quotidienne	Hebdo-madaire	Mensuelle	Trimestrielle	Semestrielle	Non effectuée
Évaluation de la chambre noire						
Contrôle de la qualité du traitement des films (sensitométrie)						
Entretien des écrans et des cassettes						
Négatoscopes et conditions de visionnement						
Analyse de l'image du fantôme						
Taux de régénération						
Température des solutions						
Vérifications visuelles						
Discussion avec le ou les radiologistes						
Analyse des reprises de films						
Rétention du fixateur						
Voile en chambre noire						
Lampes fluorescentes (au besoin)						
Contact film-écran						
Dispositif de compression						
Comparaison des émulsions (si changement d'émulsion)						
Évaluation des artéfacts (au besoin)						

Les zones grisées indiquent les fréquences minimales recommandées dans le *Manuel de contrôle de la qualité en mammographie, Volume 1 : Technologue en radiologie.*

La fréquence des différents tests effectués dans le centre sera indiquée par un X.

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 4A : CONTRÔLE DE LA QUALITÉ DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

Système numérique

TEST OU PROCÉDURE	FRÉQUENCE					
	Quotidienne	Hebdo-madaire	Mensuelle	Trimestrielle	Semestrielle	Non effectuée
Conditions d'affichage et de lecture						
Image présentée sur le moniteur *distorsion géométrique, contraste, artéfacts*						
Qualité de l'impression *distorsion géométrique, contraste, artéfacts*						
Contrôle de la qualité du traitement des films (sensitométrie de l'imprimante)						
Entretien des cassettes et des plaques (pour un système CR)						
Homogénéité du récepteur et recherche d'éléments défectueux						
Mode d'exposition automatique et rapport signal sur bruit (RSB)						
Rapport contraste sur bruit (RCB)						
Analyse de l'image du fantôme (stations de visualisation, de lecture, imprimante)						
Négatoscopes et conditions de lecture (s'il y a lieu)						
Mesure de la FTM (fonction de transfert de modulation)						
Vérifications visuelles						
Analyse des reprises des images						
Dispositif de compression						

Les zones grisées indiquent les fréquences minimales suggérées.

Note : *Le tableau comprend l'ensemble des vérifications que le technologue devrait effectuer. Il peut aider le physicien et le technologue à établir temporairement un protocole de contrôle de la qualité en attendant la parution de nouvelles directives du MSSS dans le cadre du programme de dépistage en mammographie. Par ailleurs, le physicien peut vérifier si les mesures relatives au contrôle de la qualité que le fabricant suggère sont appliquées dans le centre.*

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 5 : BLINDAGE DE LA SALLE ET PROTECTION DE L'OPÉRATEUR

L'évaluation du blindage de la salle est faite selon la méthode décrite dans le rapport n° 147 du National Council on Radiation Protection and Measurements.

Nous utilisons les facteurs suivants : le volume de travail du centre (nombre de patients) par semaine, le facteur d'occupation des locaux avoisinants ainsi que la distance entre la source et les barrières.

BARRIÈRE	DISTANCE (M)	LOCAL VOISIN	TYPE DE ZONE	T*	BLINDAGE REQUIS SELON LA NORME	BLINDAGE EXISTANT	CONFORME	
							OUI	NON

* Facteur d'occupation du local voisin

Volume de travail par semaine :_________________ patients/semaine

Important : Joindre une copie du plan de la salle et de son blindage au présent formulaire.

Recommandations du physicien :

____
____
____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 6 : CHAMBRE NOIRE ET CONSERVATION DES IMAGES

CHAMBRE NOIRE			
VÉRIFICATION	RÉSULTAT	CONFORME	
		OUI	NON
Lampes inactiniques (ampoules + filtre)			
Fuite de lumière			
Voile en chambre noire (doit être ≤ 0,05 DO)			

Recommandations du physicien :

____

____

____

CONSERVATION DES IMAGES			
VÉRIFICATION	RÉSULTAT	CONFORME	
		OUI	NON
Rétention du fixateur (doit être ≤ 0,05 g/m^2)			

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 7 : TRAITEMENT DE L'IMAGE

Système classique : la sensitométrie

SENSITOMÉTRIE		
Film utilisé (fabricant et type)		
Temps de développement	secondes	
Température du révélateur	Celsius	
Indice de voile (voile de base)		**DO =**
Indice de vitesse (1 + voile de base = densité intermédiaire)	**palier :**	**DO =**
Indice de contraste (densité supérieure moins densité inférieure) ▪ DO supérieure : 2 + voile de base ≈ 2,20 ▪ DO inférieure : plus près de 0,45 mais non inférieure	**palier densité sup. :**	**DO =**
	palier densité inf. :	**DO =**
Indice de contraste		**DD =**

Courbe sensitométrique

Courbe gamma

Recommandations du physicien :

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 7A : TRAITEMENT DE L'IMAGE

Système numérique : la réponse des récepteurs numériques ou plage dynamique

Mode manuel, ROI standard (4 cm^2)
Pour un système CR, ajuster le graphique à l'échelle logarithmique si nécessaire.

Anode/filtre : ____________ Tension (en kVp) : _______ Épaisseur (en cm) : ______

MAS APPLIQUÉ					
VALEUR MOYENNE DES PIXELS (*X*)					
ÉCART-TYPE (σ)					
EXPOSITION À L'ENTRÉE (MR)					

ÉVALUATION	R^2	CONFORME	
		OUI	NON
LINÉARITÉ (RÉPONSE)			
BRUIT			
CONSTANTE D'EXCENTREMENT (C)			

Anode/filtre : ____________ Tension (en kVp) : _______ Épaisseur (en cm) : ______

MAS APPLIQUÉ					
VALEUR MOYENNE DES PIXELS (*X*)					
ÉCART-TYPE (σ)					
EXPOSITION À L'ENTRÉE (MR)					

ÉVALUATION	R^2	CONFORME	
		OUI	NON
LINÉARITÉ (RÉPONSE)			
BRUIT			
CONSTANTE D'EXCENTREMENT (C)			

Anode/filtre : ____________ Tension (en kVp) : _______ Épaisseur (en cm) : ______

MAS APPLIQUÉ					
VALEUR MOYENNE DES PIXELS (*X*)					
ÉCART-TYPE (σ)					
EXPOSITION À L'ENTRÉE (MR)					

ÉVALUATION	R^2	CONFORME	
		OUI	NON
LINÉARITÉ (RÉPONSE)			
BRUIT			
CONSTANTE D'EXCENTREMENT (C			

Normes:
Linéarité : La mesure de R^2 devrait être supérieure à 0,99, pour assurer une linéarité adéquate sur la plage dynamique du système numérique.
Bruit : La mesure de R^2 devrait être supérieure à 0,99, pour assurer l'absence de bruit additionnel au bruit quantique.

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 8 : VÉRIFICATION DES NÉGATOSCOPES ET DES CONDITIONS DE LECTURE

Salle de lecture ou d'interprétation des mammogrammes (radiologiste)

Fenêtres (oui/non) : ________ Rideaux ou autre (oui/non) : ______

Nombre de positions sur le sélecteur offrant un choix d'intensité lumineuse **:** [ ] Position du sélecteur **:** [ ]

FABRICANT DU NÉGATOSCOPE : ________________________	NOMBRE DE PLAGES : ____________	
PLAGE	MESURES DE LUMINANCE (NITS)	VARIATION PAR RAPPORT À LA MOYENNE DE L'ENSEMBLE (%)
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
MOYENNE DE L'ENSEMBLE DES PLAGES		

Négatoscope de la salle d'examen ou d'évaluation des films (technologue)

Fenêtres (oui/non) : ________ Rideaux ou autre (oui/non) : ______

Nombre de positions sur le sélecteur offrant un choix d'intensité lumineuse : [ ] Position du sélecteur **:** [ ]

FABRICANT DU NÉGATOSCOPE : ________________________	NOMBRE DE PLAGES : ____________	
PLAGE	MESURES DE LUMINANCE (NITS)	VARIATION PAR RAPPORT À LA MOYENNE DE L'ENSEMBLE (%)
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
MOYENNE DE L'ENSEMBLE DES PLAGES		

VÉRIFICATIONS	RADIOLOGISTE		TECHNOLOGUE	
	CONFORME		CONFORME	
	OUI	NON	OUI	NON
Condition et propreté de la surface du négatoscope				
Fonctionnement des caches ou des volets intégrés				
Taux de luminance (≥ 3 000 nits sur toute la surface)				
Uniformité (± 10 % de la moyenne de l'ensemble des plages)				
Homogénéité (± 15 % entre les négatoscopes) Valeur obtenue (**%**) : [ ]				
Condition d'éclairement de la salle (≤ 50 lux) Valeur obtenue (**lux**) : [ ]				

Normes : Luminance entre 3 500 et 6 000 nits, sans être inférieure à 3 000 nits. La luminance de chaque plage ne doit pas excéder 10 % de la moyenne des luminances de l'ensemble des plages. L'homogénéité entre les différents négatoscopes ne devrait pas varier de plus de 15 %.

Recommandations du physicien :

____

____

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 9 : ÉVALUATION DES MONITEURS

IDENTIFICATION DE LA STATION : ____
CLASSE DU MONITEUR (PRIMAIRE OU SECONDAIRE) : _____________________

ÉVALUATION GLOBALE DE LA QUALITÉ DE L'AFFICHAGE ET DE L'ÉCLAIREMENT DE LA SALLE

VÉRIFICATIONS INITIALES	**MONITEUR GAUCHE**		**MONITEUR DROIT**	
	CONFORME		**CONFORME**	
	OUI	**NON**	**OUI**	**NON**
Condition et propreté de l'écran du moniteur				
Fonctionnement de la loupe intégrée				
$L'_{min} \geq 1$ cd/m^2				
Rapport de luminance (LR')				
Ergonomie adéquate				
Aucune réflexion directe				
Condition d'éclairement de la salle (~10 lux) Valeur obtenue (**lux**) :				

Norme : LR' ≥ 250 pour un moniteur de classe primaire et ≥ 100 pour un moniteur de classe secondaire.

VÉRIFICATIONS SELON LA MIRE UTILISÉE	**MONITEUR GAUCHE**		**MONITEUR DROIT**	
	CONFORME		**CONFORME**	
MIRE TG18-QC	**OUI**	**NON**	**OUI**	**NON**
Aucun artéfact important n'apparaît sur l'image de la mire TG18-QC.				
Les rampes sont continues, sans ligne de contour.				
Uniformité sur toute la surface.				
Les bordures et les lignes du patron sont visibles et droites.				
Le patron est centré dans la surface active d'affichage.				
Les 16 plages de luminance sont distinctement visibles.				
Les patrons de paires de lignes situées au centre et aux quatre coins sont visibles.				
Les trois encarts *QUALITY CONTROL* sont visibles.				
Les patrons Cx observés au centre et aux quatre coins ont un pointage entre 0 et 4 pour un moniteur de classe primaire ou entre 0 et 6 pour un moniteur de classe secondaire.				
MIRE TG18-CT				
Tous les cercles et demi-cercles sont visibles.				
Les coins de faible contraste sont visibles en grande majorité (plus de 55 sur 64).				
MIRE TG18-UN80				
Aucun artéfact important n'est visible et le patron TG18-UN80 est uniforme.				
Aucun pixel n'est altéré sur le plan de la luminance (diaphonie électronique).				
Aucune variation de luminance sur 1 cm ou plus ne devrait être observée.				

***Note :** Une évaluation d'images anatomiques peut aussi être faite par un radiologiste. Celui-ci vérifie le degré de difficulté de l'examen, le contraste global, la présence de flou, le bon positionnement de l'image sur l'aire d'affichage active, la qualité de l'affichage des microcalcifications, etc.*

Recommandations du physicien :

____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 9A : ÉVALUATION DES MONITEURS

IDENTIFICATION DE LA STATION : ____
CLASSE DU MONITEUR (PRIMAIRE OU SECONDAIRE) : __________________
MONITEUR (GAUCHE OU DROIT) : ___________

ÉVALUATION VISUELLE ET QUANTITATIVE DES DISTORSIONS GÉOMÉTRIQUES

ÉVALUATION VISUELLE DE LA DISTORSION GÉOMÉTRIQUE : **CONFORME** OUI : ☐ NON : ☐

ÉVALUATION QUANTITATIVE DE LA DISTORSION GÉOMÉTRIQUE
MIRE TG18-QC

LE POURCENTAGE DE DÉVIATION SE PREND À PARTIR DE LA PLUS PETITE VALEUR MESURÉE.

MESURE	**QUADRANT A**		**QUADRANT B**		**QUADRANT C**		**QUADRANT D**	
	MM	%	MM	%	MM	%	MM	%
				IMAGE COMPLÈTE				
Mesure 1								
Mesure 2								
Mesure 3								
Mesure 4								
				QUADRANTS				
Mesure 5								
Mesure 6								
Mesure 7								
Mesure 8								
				INTÉRIEUR DES QUADRANTS				
Mesure 9								
Mesure 10								
Mesure 11								
Mesure 12								
Mesure 13								
Mesure 14								

Norme : Pour être conforme, le pourcentage de déviation doit être inférieur à 2 % sur les moniteurs de classe primaire et 5 % sur les moniteurs de classe secondaire pour les mesures des côtés 1, 2, 3 et 4. En présence d'une déviation supérieure, les mesures des autres quadrants seront évaluées.

Recommandations du physicien : **CONFORME** OUI : ☐ NON : ☐

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 9B : ÉVALUATION DES MONITEURS

IDENTIFICATION DE LA STATION : ____
CLASSE DU MONITEUR (PRIMAIRE OU SECONDAIRE) : ____________________

ÉVALUATION VISUELLE ET QUANTITATIVE DE L'UNIFORMITÉ DE LA LUMINANCE

ÉVALUATION VISUELLE DE L'UNIFORMITÉ DE LA LUMINANCE :

	CONFORME	
	OUI	NON
MONITEUR G		
MONITEUR D		

ÉVALUATION QUANTITATIVE DE L'UNIFORMITÉ DE LA LUMINANCE

	MONITEUR GAUCHE		MONITEUR DROIT	
POINT DE MESURE	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL10	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL80	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL10	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL80
CENTRE				
COIN SUPÉRIEUR GAUCHE				
COIN SUPÉRIEUR DROIT				
COIN INFÉRIEUR GAUCHE				
COIN INFÉRIEUR DROIT				

	MONITEUR GAUCHE		MONITEUR DROIT	
MESURE	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL10	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL80	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL10	LUMINANCE (CD/M^2) MIRE TG18-UNL80
LUMINANCE MAXIMALE				
LUMINANCE MINIMALE				
DÉVIATION RELATIVE MAXIMALE				

Norme : La déviation relative maximale se traduit par : $[(L_{max} – L_{min}) / (L_{max} + L_{min})] \times 200$
La déviation maximale de la luminance sur un moniteur ne devrait pas excéder 30 % pour les mires.

	CONFORME	
	OUI	NON
MONITEUR G		
MONITEUR D		

Note : *Même si un appareil satisfait à cette norme, il peut ne pas satisfaire à celle de la réponse de luminance du standard DICOM à certains endroits de l'image.*

Recommandations du physicien :

____
____
____

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 9C : ÉVALUATION DES MONITEURS

IDENTIFICATION DE LA STATION : ____
CLASSE DU MONITEUR (PRIMAIRE OU SECONDAIRE) : ____________________

LA FONCTION D'AFFICHAGE D'UNE ÉCHELLE DE GRIS STANDARDISÉE DICOM (*GRAYSCALE STANDARD DISPLAY FUNCTION* – GSDF)

Mire TG18-LN12-01 (L_{min})

Mire TG18-LN12-18 (L_{max})

Moniteur	L'_{min}	LR'	Conforme	
			Oui	Non
GAUCHE				
DROIT				

Normes : LR' ≥ 250 pour un moniteur de classe primaire et ≥ 100 pour un moniteur de classe secondaire. L'_{min} ne devrait pas être inférieure à 1 cd/m^2.

MIRE TG18-LN12	LUMINANCE MESURÉE (CD/M^2)		ÉCART DE LA RÉPONSE DE CONTRASTE %	
N^o	MONITEUR GAUCHE	MONITEUR DROIT	MONITEUR GAUCHE	MONITEUR DROIT
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				

Normes : La réponse de contraste devrait être à ± 10% de la réponse de contraste de la GSDF pour un moniteur de classe primaire et à ± 20% pour un moniteur de classe secondaire.

	CONFORME	
	OUI	NON
MONITEUR G		
MONITEUR D		

Recommandations du physicien :

____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 10 : ÉVALUATION DE L'IMPRIMANTE

IDENTIFICATION DE L'IMPRIMANTE : ____

ÉVALUATION VISUELLE ET QUANTITATIVE DES DISTORSIONS GÉOMÉTRIQUES

ÉVALUATION VISUELLE DE LA DISTORSION GÉOMÉTRIQUE : **CONFORME** OUI : ☐ NON : ☐

ÉVALUATION QUANTITATIVE DE LA DISTORSION GÉOMÉTRIQUE DE L'IMPRIMANTE AVEC LA MIRE TG18-QC

LE POURCENTAGE DE DÉVIATION SE CALCULE À PARTIR DE LA PLUS PETITE VALEUR MESURÉE.

MESURE	**QUADRANT A**		**QUADRANT B**		**QUADRANT C**		**QUADRANT D**	
	MM	%	MM	%	MM	%	MM	%
IMAGE COMPLÈTE								
MESURE 1			X	X	X	X	X	X
MESURE 2			X	X	X	X	X	X
MESURE 3			X	X	X	X	X	X
MESURE 4			X	X	X	X	X	X
QUADRANTS								
MESURE 5								
MESURE 6								
MESURE 7								
MESURE 8								
INTÉRIEUR DES QUADRANTS								
MESURE 9								
MESURE 10								
MESURE 11								
MESURE 12								
MESURE 13								
MESURE 14								

Norme : Pour être conforme, le pourcentage de déviation doit être inférieur à 2 % sur les appareils servant au diagnostic pour les mesures des côtés 1, 2, 3 et 4. En présence d'une déviation supérieure à 2 %, les mesures des autres quadrants seront évaluées.

CONFORME OUI : ☐ NON : ☐

Recommandations du physicien :

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 10A : ÉVALUATION DE L'IMPRIMANTE

IDENTIFICATION DE L'IMPRIMANTE : ______________________________

VÉRIFICATION DE LA RÉSOLUTION, DE L'ÉCHELLE DE GRIS ET DE L'UNIFORMITÉ DE LA DENSITÉ OPTIQUE

VÉRIFICATION VISUELLE DE LA RÉSOLUTION AVEC LA MIRE TG18-PQC

Norme : Toutes les principales lignes horizontales et verticales du patron doivent être visibles.

CONFORME OUI : ☐ NON : ☐

FONCTION D'AFFICHAGE D'UNE ÉCHELLE DE GRIS STANDARDISÉE DICOM (*GRAYSCALE STANDARD DISPLAY FUNCTION* – GSDF)

PAS SUR LA MIRE TG18-PQC	DENSITÉ OPTIQUE MESURÉE (DO)	LUMINANCE CALCULÉE (CD/M^2)	PAS SUR LA MIRE TG18-PQC	DENSITÉ OPTIQUE MESURÉE (DO)	LUMINANCE CALCULÉE (CD/M^2)
1			10		
2			11		
3			12		
4			13		
5			14		
6			15		
7			16		
8			17		
9			18		

Normes :

- La plage des densités optiques devrait se situer entre 0,15 et 3,40.
- La réponse du contraste devrait se situer à l'intérieur de ± 10 % de la réponse du contraste de la GSDF (*Grayscale Standard Display Function*).

VÉRIFICATION DE L'UNIFORMITÉ DE LA DENSITÉ OPTIQUE AVEC LES MIRES TG18-UNL10 ET TG18-UNL80

POINT DE MESURE	DENSITÉ OPTIQUE MESURÉE (DO) MIRE TG18-UNL10	DENSITÉ OPTIQUE MESURÉE (DO) MIRE TG18-UNL80
CENTRE		
COIN SUPÉRIEUR GAUCHE		
COIN SUPÉRIEUR DROIT		
COIN INFÉRIEUR GAUCHE		
COIN INFÉRIEUR DROIT		

Norme :
L'uniformité de la densité optique : l'écart maximum devrait être inférieur à 10 %.

CONFORME OUI : ☐ NON : ☐

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (A-M-J) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 11 : VÉRIFICATION DU NUMÉRISEUR

VÉRIFICATION AVEC LE FILM TEST DE LA MIRE DE RÉSOLUTION (20 PL/mm)

RÉSOLUTION NOMINALE R = PPP/50,8 (PL/mm)	RÉSOLUTION SPATIALE HORIZONTALE (PL/mm)	CONFORME		RÉSOLUTION SPATIALE VERTICALE (pl/mm)	CONFORME	
		OUI	NON		OUI	NON

VÉRIFICATION AVEC LA BANDE SENSITOMÉTRIQUE

ÉCHELON	DENSITÉ OPTIQUE (DO) SUR LE FILM	VALEUR MOYENNE DES PIXELS SUR L'IMAGE NUMÉRISÉE	ÉCHELON	DENSITÉ OPTIQUE (DO) SUR LE FILM	VALEUR MOYENNE DES PIXELS SUR L'IMAGE NUMÉRISÉE
1			11		
2			12		
3			13		
4			14		
5			15		
6			16		
7			17		
8			18		
9			19		
10			20		
			21		

RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT (RSB) : _______________

Courbe sensitométrique du film

Courbe sensitométrique du numériseur

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (A-M-J) :

ANNEXE 12 : VÉRIFICATION DU CONTACT FILM-ÉCRAN

Foyer (mm) : ___________ Tension (kVp) : _________ Exposition (mAs) : ______

Anode/filtre : ___________ Absorbants d'acrylique (cm) : _________

Marquage des cassettes mises de côté parce qu'elles présentent un problème de contact.
Inscrire le numéro de la cassette et cocher la case appropriée ou inscrire la cause exacte de la mise à l'écart.

ÉCRAN (N^{O})	FORMAT (CM)	ZONES > 1 CM	PLUS DE 5 ZONES < 1 CM	AUTRE PROBLÈME	ÉCRAN (N^{O})	FORMAT (CM)	ZONES > 1 CM	PLUS DE 5 ZONES < 1 CM	AUTRE PROBLÈME
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			
	18 x 24					24 x 30			

Normes : Aucune zone de plus de 1 cm n'est tolérée. Pas plus de 5 zones de moins de 1 cm ne doivent être tolérées.

État, contact des écrans, usure et propreté de la **cassette de référence** :

CONFORME	
OUI	NON

État, contact des écrans, usure et propreté de l'**ensemble des cassettes** utilisées :

CONFORME	
OUI	NON

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 13 : UNIFORMITÉ DE LA SENSIBILITÉ DES ÉCRANS

Note : *Il faut s'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer le présent test. Celle-ci est acceptable lorsque le coefficient de variation ne dépasse pas 0,08.*

Absorbant : _________ cm Position de la cellule : ___________ kVp : __________

Densité sélectionnée pour le format 18 cm x 24 cm : ____________ 24 cm x 30 cm : ________

Mode sélectionné pour le format 18 cm x 24 cm : ______________ 24 cm x 30 cm : ________

RÉCEPTEUR	FORMAT (CM)	MAS AFFICHÉ	DENSITÉ MESURÉE	RÉCEPTEUR	FORMAT (CM)	MAS AFFICHÉ	DENSITÉ MESURÉE
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
	18 x 24				24 x 30		
MOYENNE DE LA DO				MOYENNE DE LA DO			
DO MAXIMALE				DO MAXIMALE			
DO MINIMALE				DO MINIMALE			
ÉCART DE LA DO				ÉCART DE LA DO			

CASSETTE DE RÉFÉRENCE
18 cm x 24 cm

DO : ___________
NUMÉRO : ________
MOYENNE DO : ___________

CASSETTE DE RÉFÉRENCE
24 cm x 30 cm

DO : ___________
NUMÉRO : ________
MOYENNE DO : ___________

18 X 24		24 X 30	
CONFORME		CONFORME	
OUI	NON	OUI	NON

Normes :

- Uniformité de la sensibilité des écrans : écart de la densité optique ≤ 0,25.
- Écart de la densité optique entre les deux formats ≤ 0,20.
- La densité optique de la cassette de référence doit se rapprocher de la moyenne des densités calculées pour les cassettes d'un format donné.

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 14 : UNIFORMITÉ DE LA SENSIBILITÉ DES PLAQUES PHOTOSTIMULABLES (CR)

***Note :** Il faut s'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer le présent test. Celle-ci est acceptable lorsque le coefficient de variation ne dépasse pas 0,08.*

Absorbant : __________ cm   Position de la cellule : _________   kVp : _________

Densité sélectionnée pour le format 18 cm x 24 cm : ____________   24 cm x 30 cm : ______________

Mode sélectionné pour le format 18 cm x 24 cm : ______________   24 cm x 30 cm : ______________

RÉCEPTEUR N[O]	FORMAT (CM)	MAS AFFICHÉ	VALEUR MOYENNE DES PIXELS	ÉCART-TYPE	RSB
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	18 x 24				
	MOYENNE				
	VARIATION MAXIMALE				
	24 x 30				
	24 x 30				
	24 x 30				
	24 x 30				
	24 x 30				
	24 x 30				
	MOYENNE				
	VARIATION MAXIMALE				

Normes :

- Variation maximale entre les plaques photostimulables : RSB ± 15 %.
- La charge (en mAs) entre les différentes expositions des plaques aux mêmes conditions ne devrait pas varier de ± 10 %.
- Aucune différence d'homogénéité importante ne devrait être décelée sur une plaque photostimulable.

Cassette de référence de 18 cm x 24 cm

Numéro : _____ RSB : _______

Cassette de référence de 24 cm x 30 cm

Numéro : _____ RSB : _______

18 X 24		24 X 30	
CONFORME		CONFORME	
OUI	NON	OUI	NON

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 15 : HOMOGÉNÉITÉ DES DÉTECTEURS (CR/DR)

Note : *Il faut s'assurer de la stabilité de l'exposition avant d'effectuer le présent test. Celle-ci est acceptable lorsque le coefficient de variation ne dépasse pas 0,08.*

Mode d'exposition : __manuel__ Facteurs techniques utilisés : ________________________________

IMPORTANT : Prendre les mesures sur une image **non traitée** dans un système DR. N'effectuer aucune opération de post-traitement de l'image dans un système CR.

X : valeur moyenne des pixels de la ROI

σ **:** écart-type

RSB : rapport signal sur bruit

VARIATION RSB : écart de la valeur du RSB de la ROI par rapport au RSB de la ROI centrale (en pourcentage), la ROI centrale servant de référence.

ANODE-FILTRE ________	ROI 1 CM	PIXEL *X*	ÉCART-TYPE σ	RSB X / σ	VARIATION RSB %
Charge obtenue (en mAs) ________	1				
	2				
	3				**Référence**
	4				
	5				
Moyenne (m)		***X* (m) =**			

NORMES (SUGGÉRÉES À CE JOUR)	CONFORME	
(TEST AVEC OUTILS D'ANALYSE DE LA ROI)	OUI	NON
Le rapport signal sur bruit (RSB) mesuré dans chaque coin de l'image ne devrait pas excéder de ± 15 % le RSB mesuré au centre.		
Aucune différence d'homogénéité importante ne devrait être décelée sur une image.		

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 16 : ÉVALUATION DES ARTÉFACTS

Système film-écran

Absorbants d'acrylique de 4 cm ou de 6 cm d'épaisseur, selon la combinaison anode-filtre utilisée.

Mode d'exposition : ___________________

Note : *Les combinaisons utilisées pour les mammogrammes (anode-filtre, agrandissement) seront évaluées ainsi que les différents récepteurs. Remplir les cases appropriées.*

	POUR LES DIFFÉRENTES COMBINAISONS ET LES DIFFÉRENTS RÉCEPTEURS						POUR LES ARTÉFACTS DE DÉVELOPPEMENT	
FORMAT DU RÉCEPTEUR (CM)	18 x 24	24 x 30*	24 x 30	24 x 30	24 x 30	18 x 24	24 x 30 transversal	24 x 30 longitudinal
COMBINAISON ANODE-FILTRE	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Rh	Mo/Al	Rh/Rh	Agrandi PF Sans *bucky*	Mo/Mo	Mo/Mo
FOYER	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,1	0,3	0,3
KVP								
DENSITÉ OPTIQUE LUE (DE 1,2 À 1,6)								
ARTÉFACTS PHOTOGRAPHIQUES O / N								
ARTÉFACTS RADIOLOGIQUES O / N								
AUTRES ARTÉFACTS O / N								

*** Si le développement est évalué sur la base de deux cassettes de 24 cm x 30 cm, la vérification peut être omise.**

Description sommaire des artéfacts jugés non acceptables :

Aucun artéfact n'a été observé : ☐

ou

Les artéfacts observés sont : acceptables ☐ **non acceptables :** ☐

Recommandations du physicien :

___

___

___

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 16A : ÉVALUATION DES ARTÉFACTS

Système numérique

Absorbants d'acrylique de 4 cm, ou de 6 cm d'épaisseur, selon la combinaison anode-filtre utilisée.
Mode d'exposition : ______________________

FORMAT DU RÉCEPTEUR (CM)	18 x 24	24 x 30	24 x 30	24 x 30	24 x 30	18 x 24
COMBINAISON ANODE-FILTRE	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Rh	Mo/Al	Rh/Rh	Agrandi PF Sans *bucky*
FOYER	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,1
KVP						
DÉFORMATION GÉOMÉTRIQUE (DISTORSION VISIBLE)						
MANQUE D'UNIFORMITÉ DU CHAMP PLAT						
ARTÉFACT DÛ AU MAMMOGRAPHE OU À SES COMPOSANTES						
ARTÉFACT CAUSÉ PAR LE DÉTECTEUR						
ARTÉFACT DE GRILLE						
ARTÉFACT D'IMPRIMANTE						
BRUIT EXCESSIF						
AUTRES ARTÉFACTS (DÉCRIRE)						

NORMES (SUGGÉRÉES À CE JOUR)	CONFORME	
	OUI	NON
La déformation géométrique du contour de l'image ne devrait pas paraître sur plus de 1 cm.		
Les secteurs sans points noirs ne devraient pas occuper plus de 10 % de l'image.		
Aucune ligne sans points noirs ne devrait paraître sur plus du quart de la longueur de l'image.		

Aucun artéfact n'a été observé : ☐
ou
Les artéfacts observés sont : acceptables ☐ **non acceptables :** ☐

Description sommaire des artéfacts jugés non acceptables :

ÉVALUATION DES IMAGES RÉSIDUELLES OU IMAGES FANTÔMES

RÉCEPTEUR	IMAGE FANTÔME OBSERVÉE (COCHER)	VALEUR MOYENNE DES PIXELS			FACTEUR CALCULÉ < (0,3) VALEUR ABSOLUE
		A	B	C	$\frac{C - B}{A - B}$
18 cm x 24 cm					
24 cm x 30 cm					

CONFORME	
OUI	NON

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 17 : ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME

Système film-écran

Modèle du fantôme utilisé : _______________
N° de série du fantôme : _________________
Distance source-image (mm) : ____________

FORMAT 18 CM X 24 CM
Mode d'exposition : ______________
kVp : _________ mAs : ___________
Densité sélectionnée : ____________
Position de la cellule : ____________

FORMAT 24 CM X 30 CM
Mode d'exposition :________
kVp : __________ mAs : _______
Densité sélectionnée : ____________
Position de la cellule : ____________

OBJETS DU FANTÔME (RMI 156, NA 18-220 OU CIRS 015)		18 CM X 24 CM	CONFORME		24 CM X 30 CM	CONFORME	
			OUI	NON		OUI	NON
DENSITÉ DE FOND (D) ≥ 1,4 DO	D :						
DENSITÉ À L'EXTÉRIEUR DU DISQUE	D2 :						
DENSITÉ À L'INTÉRIEUR DU DISQUE	D1 :						
DIFFÉRENCE DE DENSITÉ, (DD ≥ 0,45 ET DD = D2 - D1)	DD :						
NOMBRE DE FIBRES ≥ 4	OBSERVÉES :						
	DÉDUCTION :						
	TOTAL :						
GROUPES DE MICROCALCIFICATIONS ≥ 3	OBSERVÉS :						
	DÉDUCTION :						
	TOTAL :						
NOMBRE DE MASSES ≥ 3	OBSERVÉES :						
	DÉDUCTION						
	TOTAL :						

ÉVALUATION GLOBALE		CONFORME	
		OUI	NON
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME	(18 CM X 24 CM)		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLES SUR L'IMAGE DU FANTÔME	(18 CM X 24 CM)		
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME	(24 CM X 30 CM)		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLES SUR L'IMAGE DU FANTÔME	(24 CM X 30 CM)		

Recommandations du physicien :

____
____
____

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 17A : ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME

Système numérique

Modèle du fantôme utilisé : _______________

N° de série du fantôme : __________________

Distance source-image (mm) : _____________

FORMAT 18 CM X 24 CM

Mode d'exposition : __________________

kVp : _____________ mAs : ___________

FORMAT 24 CM X 30 CM

Mode d'exposition : __________________

kVp : ___________ mAs : _____________

MESURE	18 CM X 24 CM	24 CM X 30 CM
VALEUR MOYENNE DES PIXELS (X)		
CONSTANTE D'EXCENTREMENT (C)		
ÉCART-TYPE (σ)		
RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT (RSB) > 50		

OBJETS DU FANTÔME (RMI 156, NA 18-220 OU CIRS 015)		18 CM X 24 CM	CONFORME		24 CM X 30 CM	CONFORME	
			OUI	NON		OUI	NON
NOMBRE DE FIBRES ≥ 4	OBSERVÉES :						
	DÉDUCTION :						
	TOTAL :						
GROUPES DE MICROCALCIFICATIONS ≥ 3	OBSERVÉS :						
	DÉDUCTION :						
	TOTAL :						
NOMBRE DE MASSES ≥ 3	OBSERVÉES :						
	DÉDUCTION :						
	TOTAL :						

ÉVALUATION GLOBALE		CONFORME	
		OUI	NON
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME	(18 CM X 24 CM)		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLESSUR L'IMAGE DU FANTÔME	(18 CM X 24 CM)		
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME	(24 CM X 30 CM)		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLES SUR L'IMAGE DU FANTÔME	(24 CM X 30 CM)		

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 18 : MESURE DU RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT ET DU RAPPORT CONTRASTE SUR BRUIT

Note : *Les mesures sont prises dans une ROI standard (4 cm^2) – située à 6 cm de la paroi thoracique et dans la zone centrale de l'image – tant à l'intérieur qu'à l'extérieur de la région exposée avec la feuille d'aluminium.*

ÉPAISSEUR D'ABSORBANTS	2 CM	4 CM (RÉFÉRENCE)	6 CM	8 CM
Anode-filtre				
MAS				
KVP				
X_1				
X_2				
σ_1				
σ_2				
RCB				
RSB				
VARIATION DU **RSB** (RÉFÉRENCE*)				
VARIATION DU **RCB** (RÉFÉRENCE*)				

* *Les calculs sont faits à partir de l'épaisseur d'acrylique de référence (4 cm).*

$$RCB = \frac{\overline{X}_1 - \overline{X}_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}}$$

X_1 **et** X_2 sont les valeurs moyennes des pixels de chaque ROI et σ**,** l'écart-type d'une ROI. Si les écarts-types des ROI sont différents, σ_1**,** et σ_2 représentent les écarts-types.

$$RSB = \frac{\overline{X}_1 - C}{\sigma_1}$$

MESURE	CONFORME	
	OUI	NON
RCB		
RSB		

Normes :

- La variation du RSB devrait être inférieure à 30 % entre les épaisseurs d'acrylique.
- La variation du RCB devrait être supérieure à 20 % entre les épaisseurs d'acrylique.

Recommandations du physicien :

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 19 : ÉVALUATION D'ENSEMBLE ET RADIOPROTECTION

CHARTE TECHNIQUE

ÉPAISSEUR (CM)	MODE	ANODE-FILTRE	FOYER (MM)	SÉLECTEUR DE DENSITÉ*	MAS	KVP	RSB
	Agrandissement		**PF**				

* **Ne s'applique généralement pas à un système numérique.**

VÉRIFICATIONS	Conforme	
	OUI	NON
APPAREIL DANS SON ENSEMBLE		
L'appareil est dédié à la mammographie et il est mécaniquement stable.		
Toutes ses parties mobiles se déplacent facilement et sans blocage.		
Tous les freins et les crans d'arrêt fonctionnent correctement.		
RÉCEPTEUR		
Le support du récepteur d'image ne vibre pas.		
Le récepteur d'image et la cassette sont bien maintenus dans toutes les orientations.		
Le récepteur d'image glisse facilement dans son support.		
COMPRESSION		
La plaque de compression est solidement fixée.		
Le mécanisme de compression et d'auto-compression fonctionne bien.		
La compression peut être enlevée manuellement.		
Le patient et l'opérateur ne sont pas exposés à des blessures (ex. : surface rude, plaque de compression craquelée).		
RADIOPROTECTION		
La charte technique complète est à jour et se trouve dans la salle de mammographie.		
La charte technique relative au mode manuel est à jour et se trouve dans la salle de mammographie.		
L'opérateur est adéquatement protégé du rayonnement.		
Des dosimètres personnels sont disponibles.		
La salle est adéquatement blindée contre le rayonnement ionisant.		
Une affiche de mise en garde est posée à l'entrée de la salle pour indiquer que l'on y utilise des rayons X.		
Les accessoires de protection sont efficaces et conformes.		
Le degré de rayonnement de fuite à 1 m du tube ne doit pas dépasser 1 mGy/h.		
Le mécanisme d'interruption de l'exposition fonctionne correctement.		
L'interrupteur d'exposition est du type à pression continue.		
La position de l'interrupteur d'exposition est sécuritaire.		
Les paramètres techniques utilisés peuvent être bien lus en tout temps sur l'appareil.		
L'installation ne comporte pas d'anomalie apparente.		

Recommandations du physicien :

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 20 : ÉVALUATION DE LA COLLIMATION

DISTANCE SOURCE-IMAGE (DSI) : ______________ mm

CONGRUENCE ENTRE LE CHAMP DE RAYONNEMENT ET LE FAISCEAU LUMINEUX

DÉVIATION	18 CM X 24 CM G. FOYER	24 CM X 30 CM G. FOYER	CONFORME	
			OUI	NON
G- déviation du côté gauche (mm)				
D- déviation du côté droit (mm)				
Somme en valeur absolue G + D (mm)				
Déviation gauche-droite (% de la DSI)				
A- déviation du côté antérieur (mm)				
T- déviation du côté paroi thoracique (mm)				
Somme en valeur absolue A + T (mm)				
Déviation antérieur-thorax (% de la DSI)				

Norme : Le total du désalignement (somme des désalignements des côtés opposés) ne peut excéder **2 % de la DSI**.

DIFFÉRENCE ENTRE LE CHAMP DE RAYONNEMENT ET LE RÉCEPTEUR D'IMAGE

ÉCART ENTRE LE CHAMP DE RX ET LE RÉCEPTEUR (EN mm)	18 CM X 24 CM G. F.	24 CM X 30 CM G. F.	ÉCART %	CONFORME	
				OUI	NON
Écart entre le champ de RX et le récepteur, côté droit					
Écart entre le champ de RX et le récepteur, côté gauche					
Écart entre le champ de RX et le récepteur, côté antérieur					
Écart entre le champ de RX et le récepteur, côté paroi thoracique (≤ 5 mm)					
Largeur du tissu perdu, côté thoracique (≤ 5 mm), *si détecteur numérique*					

Normes :

- Le champ de radiation doit couvrir **entièrement** le récepteur. Toutefois, en mammographie classique, on peut tolérer une différence de **- 2 %** de la DSI pour les côtés droit et gauche et une différence de **- 4 %** de la DSI pour le côté antérieur.
- Le champ de radiation ne doit pas excéder de plus de **2 %** de la DSI la surface du récepteur, sans excéder le support ; cela vaut pour tous les côtés, sauf le côté thoracique.
- Du côté thoracique, le champ de radiation doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support d'au plus **5 mm**.
- La largeur du tissu perdu ne doit pas excéder **5 mm**.

ALIGNEMENT DE LA PLAQUE DE COMPRESSION

	18 CM X 24 CM G. FOYER	CONFORME		24 CM X 30 CM G. FOYER	CONFORME	
		OUI	NON		OUI	NON
Déviation plaque-récepteur d'image (écart en mm)						
Déviation (% de la DSI)						
Bord de la plaque de compression qui n'apparaît pas sur l'image						

Normes : La limite d'alignement entre la plaque de compression et le récepteur d'image est de **1 % de la DSI.** Le bord de la plaque de compression ne doit pas apparaître sur l'image.

Toutes les plaques de compression utilisées en mammographie sont conformes :

OUI	NON

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (A-M-J) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 21 : VÉRIFICATION DE LA COMPRESSION

FORCE DE COMPRESSION ET STABILITÉ

COMPRESSION	FORCE APPLIQUÉE (KG)				RÉSULTAT *PRÉCISION*		RÉSULTAT *STABILITÉ*	
TYPE	AFFICHÉE	MESURÉE	MESURÉE APRÈS 1 MINUTE	MESURÉE À 90°	CONFORME		CONFORME	
					OUI	NON	OUI	NON
COMPRESSION AUTOMATIQUE (INITIALE)								
COMPRESSION MANUELLE								

Normes :

- La force de compression initiale doit permettre une compression entre 11,4 et 20,5 kg (25 et 45 lb) à ± 1 kg (≈ 2 lb), sans excéder le maximum.
- La force de compression doit être maintenue pendant 1 minute.
- La force de compression doit être égale à ± 1 kg (≈ 2 lb) en position CC (0º) et en position latérale (90º).

DÉFLEXION

PLAQUE DE COMPRESSION	MESURE (MM)		ÉCART	CONFORME		MESURE (MM)		ÉCART (MM)	CONFORME		SOMME ABSOLUE DES ÉCARTS (MM)	DÉFLEXION CONFORME	
FORMAT (CM)	THORAX	MAMELON	≤ 10 MM	OUI	NON	D	G	≤ 10 MM	OUI	NON	≤ 15 MM	OUI	NON
18 x 24													
24 x 30													

Norme :

La plaque de compression devrait être parallèle à la surface du récepteur. L'écart pour chaque direction ne doit pas être supérieur à 10 mm. La somme des écarts en valeur absolue ne doit pas être supérieure à 15 mm pour une compression de 11,5 kg (25 lb).

ÉCHELLE DE COMPRESSION

ÉPAISSEUR D'ACRYLIQUE (CM)	LECTURE 1 (CM)	LECTURE 2 (CM)	REPRODUCTIBILITÉ CONFORME		PRÉCISION (MM)	ÉCART MAXIMAL (MM)	PRÉCISION CONFORME	
			OUI	NON			OUI	NON
2								
8								

Norme :

L'échelle de compression doit être précise à ± 5 mm pour une compression se situant entre 6,8 et 9,1 kg (15 et 20 lb) et reproductible à ± 2 mm pour des épaisseurs de 2 cm et 8 cm.

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (A-M-J) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 22 : VÉRIFICATION DU SYSTÈME D'EXPOSITION AUTOMATIQUE

MODE : __________ANODE/FILTRE : ___________KVP : ___________DENSITÉ (SÉLECTEUR) : _____POSITION / CELLULE : _______

STABILITÉ DE L'EXPOSITION

Exposition	mAs
1	
2	
3	
4	
5	
MOYENNE	
ÉCART-TYPE	
COEFFICIENT DE VARIATION	

CONFORME	
OUI	NON

Norme : La stabilité du système d'exposition est acceptable lorsque le coefficient de variation ne dépasse pas 0,08.

FONCTION DE CONTRÔLE DE LA DENSITÉ

DENSITÉ (SÉLECTEUR)	mAs RELEVÉ	DO MESURÉE	ÉCART DO OU mAs	DENSITÉ (SÉLECTEUR)	mAs RELEVÉ	DO MESURÉE	ÉCART DO OU mAs
-5				0			
-4				+1			
-3				+2			
-2				+3			
-1				+4			
				+5			

POSITION DE RÉFÉRENCE : ___________

CONFORME	
OUI	NON

Normes : Pour une nouvelle installation, l'écart de densité optique entre 2 positions consécutives sur le sélecteur **doit** se situer entre 0,10 et 0,25 pour 3 positions au-dessus et 3 positions au-dessous de la position de référence. Pour une installation existante, l'écart maximal est de 0,3 DO selon les mêmes règles. L'écart de densité optique entre 2 positions consécutives sur le sélecteur **devrait** se situer entre 0,10 et 0,25 pour l'ensemble des positions.
Pour un système CR, l'écart de mAs entre deux positions consécutives sur le sélecteur de densité **devrait** se situer entre 5 % et 15 %.

CAPACITÉ DE COMPENSATION

VÉRIFICATION	ABSORBANT (CM)	MODE	ANODE ET FILTRE	kVP	POSITION (SÉLECTEUR DE DENSITÉ)	mAs	DENSITÉ OPTIQUE OU SIGNAL MOYEN	ÉCART	CONFORME OUI	CONFORME NON
Récepteur 18 cm x 24 cm mammographie standard	2									
	4									
	6									
	8									
	DOM (2, 4, 6 cm)	*La densité optique moyenne est la moyenne des densités optiques obtenues lorsque les facteurs techniques sont ceux qui sont utilisés en mammographie pour des épaisseurs de 2, 4, et 6, cm.*								
24 cm x 30 cm	4									
Agrandissement	4									
	4									

Norme pour un système film-écran :
Le système d'exposition automatique doit être capable de maintenir la densité optique (DO) du film à ± 0,15 de la densité optique moyenne (DOM), lorsque l'épaisseur d'une matière homogène varie de 2 à 6 cm et à ± 0,30 pour une épaisseur de 8 cm. L'appareil doit respecter les deux normes à la fois. Pour les autres modes vérifiés uniquement à 4 cm, le système doit être capable de maintenir la DO à l'intérieur de 0,15 de la DOM.
Norme pour un système numérique :
La valeur moyenne des pixels (signal moyen) obtenue pour chacune des épaisseurs et mesurée au centre ne devrait pas varier de plus de ± 20 % de la valeur moyenne des pixels (signal moyen) obtenue avec un fantôme de 4 cm.

Recommandations du physicien :

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (A-M-J) :

ANNEXE 23 : VÉRIFICATION DE LA TENSION (PRÉCISION, REPRODUCTIBILITÉ, LINÉARITÉ)

VÉRIFICATION DE LA STABILITÉ DE LA TENSION ET DE L'EXPOSITION (KVP UTILISÉ HABITUELLEMENT POUR UN SEIN MOYEN) KVP : ___________ *Coefficient de variation* < 0,02												
EXPOSITION	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	CONFORME	
											OUI	NON
TENSION MESURÉE												
MOYENNE	*Pour 4 mesures :*				*Pour 10 mesures :*							
COEFFICIENT DE VARIATION	*Pour 4 mesures :*				*Pour 10 mesures :*							
Si le coefficient de variation excède 0,02, faire 6 lectures additionnelles et recalculer le coefficient de variation en utilisant les 10 lectures. Reporter la moyenne calculée dans le tableau relatif à la précision aux fins de la vérification de cette tension.												

Grand foyer : ________ mm Distance source-sonde: ________ mm Plaque de compression (O / N) : _________

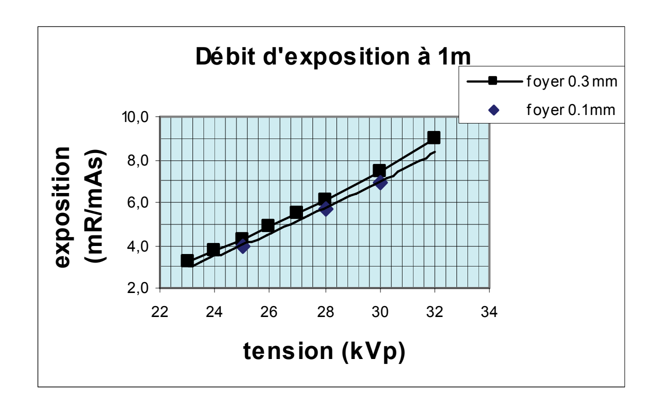
VÉRIFICATION DE LA PRÉCISION	TENSION NOMINALE kVp	TENSION MESURÉE kVp	PRÉCISION %	CONFORME OUI	NON	DÉBIT mGy/mAs
________ mAs	**24**					
	25					
	26					
	27					
Précision : ± 5 %	**28**					
	29					
	30					
	31					
	32					

Petit foyer : _______ mm Distance source-sonde : _______ mm Plaque de compression (O / N) : ___________

VÉRIFICATION DE LA PRÉCISION	TENSION NOMINALE kVp	TENSION MESURÉE kVp	PRÉCISION %	CONFORME OUI	NON	DÉBIT mGy/mAs
________mAs	**25**					
	28					
Précision : ± 5 %	**30**					

Linéarité de l'exposition à la tension utilisée habituellement pour un sein moyen mixte : _____ kVp
Norme : Variation maximale sur la linéarité des mAs < 0,1.

EXEMPLE D'UN GRAPHIQUE MONTRANT LA PERFORMANCE DE L'ÉQUIPEMENT



mAs	mGy	Linéarité
60		
100		
140		
200		

CONFORME	
OUI	NON

Recommandations du physicien :

____

____

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 24 : LIMITE DE RÉSOLUTION DU SYSTÈME ET FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM)

MAMMOGRAPHIE CLASSIQUE

FOYER NOMINAL (MM)				
MATÉRIEL DE L'ANODE				
TECHNIQUE DE MAMMOGRAPHIE STANDARD (S), AGRANDISSEMENT (A)				
TENSION UTILISÉE (KVP)				
EXPOSITION UTILISÉE (MAS)				
RÉSOLUTION (PL/MM), *SENS PARALLÈLE*				
RÉSOLUTION (PL/MM), *SENS PERPENDICULAIRE*				
CONFORMITÉ (OUI / NON)				

Normes :

- Performance de résolution (lignes parallèles à l'axe anode-cathode) : ≥ 13 pl/mm.
- Performance de résolution (lignes perpendiculaires à l'axe anode-cathode) : ≥ 11 pl/mm.

MAMMOGRAPHIE NUMÉRIQUE

La résolution du système

FOYER NOMINAL (MM)				
MATÉRIEL DE L'ANODE				
TECHNIQUE DE MAMMOGRAPHIE STANDARD (S), AGRANDISSEMENT (A)				
TENSION UTILISÉE (KVP)				
EXPOSITION UTILISÉE (MAS)				
RÉSOLUTION NOMINALE				
RÉSOLUTION (PL/MM), MIRE 45°				
CONFORMITÉ (OUI / NON)				

La fonction de transfert de modulation (FTM)

ANODE	FOYER P / G	AXE (PERP. / PARAL.)	PIXEL $\overline{X}$ (espace)	PIXEL $\overline{X}$ (barre)	PIXEL $\overline{X}$ 2 PL/MM ou 5 PL/MM	PIXEL $\overline{X}$ 4 PL/MM ou 8 PL/MM	σ 2 PL/MM ou 5 PL/MM	σ 4 PL/MM ou 8 PL/MM	FTM 2 PL/MM ou 5 PL/MM %	FTM 4 PL/MM ou 8 PL/MM %	CONFORME OUI	NON

Norme : Pour le grand foyer, sur toute anode, la $FTM_{(2pl/mm)}$ devrait être supérieure à 58 % et la $FTM_{(4pl/mm)}$ devrait être supérieure à 25 %. Pour le petit foyer, aucune dégradation importante ne devrait être tolérée.

Recommandations du physicien :

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 25 : MESURE DE LA QUALITÉ DU RAYONNEMENT (CDA, OU CDT)

Norme : *Les facteurs techniques seront sélectionnés en mode manuel et doivent permettre d'obtenir un kerma dans l'air d'environ 4,5 mGy (500 mR).*

Distance source-image : ______________ mm
Distance source-sonde : ______________ mm

Plaque de compression (oui / non) : ___________

Note : *Inscrire la combinaison anode-filtre vérifiée et la tension utilisée.*

COMBINAISON ANODE-FILTRE	**MO/MO**			________	________	________	________
TENSION (en KVP)	**KVP MINIMAL** ________	**KVP + UTILISÉ** ________	**KVP MAXIMAL** ________	**KVP + UTILISÉ** ________	**KVP + UTILISÉ** ________	**KVP + UTILISÉ** ________	**KVP + UTILISÉ** ________
CHARGE (en mAS)							
EXPOSITION (mR) SANS FILTRE **E_{0A}**							
EXPOSITION (mR) avec filtre de 0,2 mm Al							
EXPOSITION (mR) avec filtre de 0,3 mm Al							
EXPOSITION (mR) avec filtre de 0,4 mm Al							
EXPOSITION (mR) avec filtre de 0,5 mm Al							
EXPOSITION SANS FILTRE (mR) **E_{0B}**							
EXPOSITION MOYENNE SANS FILTRE (mR) **E_0**							
EXPOSITION MOYENNE/2 **$E_0/2$**							
EXPOSITION AU-DESSUS de $E_0/2$ **E_a**							
ÉPAISSEUR DU FILTRE correspondant à E_a (mm Al) **t_a**							
EXPOSITION EN-DESSOUS de $E_0/2$ **E_b**							
ÉPAISSEUR DU FILTRE correspondant à E_b (mm Al) **t_b**							
CDA MESURÉE (mm Al)							
CDA MINIMALE PERMISE							
CDA MAXIMALE PERMISE							
CONFORME (OUI / NON)							

Recommandations du physicien :

____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 26 : EXPOSITION À LA PEAU ET DOSE GLANDULAIRE MOYENNE

Mode d'exposition : ____manuel____ Tension (kVp) : _______

Exposition préliminaire (mAs) obtenue avec le fantôme : _______

Exposition (mAs) utilisée en mode manuel :_______

DSI (mm) : _______

Usage de la grille (oui / non) : ________ Récepteur utilisé : ______________
(film-écran, CR ou DR)

EXPOSITION	1	2	3	4	5
EXPOSITION (MR) OBTENUE					
MOYENNE DES EXPOSITIONS (MR) APRÈS LA CORRECTON DU MAS					
FACTEUR DE CONVERSION	**FACTEUR** __________ **CDA** :______ mm Al				
DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (MGY)	_______ mGy				

Norme : ≤ 3 mGy ou ≤ 300 mrad.

CONFORME	
OUI	**NON**

Recommandations du physicien :

____

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 27 : TABLES DE CONVERSION POUR L'ÉVALUATION DE LA DOSE GLANDULAIRE MOYENNE

DOSE GLANDULAIRE MOYENNE, ANODE ET FILTRE DE MO

Dose glandulaire moyenne (mrad) pour une exposition de 1 R mesurée au port d'entrée, dans l'air. Sein de 4,2 cm d'épaisseur, tissu 50 % adipeux et 50 % glandulaire, anode de molybdène et filtre de molybdène.												
Tension du tube (en kVp) Anode/filtre : Mo/Mo												
CDA en mm Al	*23*	*24*	*25*	*26*	*27*	*28*	*29*	*30*	*31*	*32*	*33*	*Anode de W et filtre d'Al**
0,23	116											
0,24	121	124										
0,25	126	129	131									
0,26	130	133	135	138								
0,27	135	138	140	142	143							
0,28	140	142	144	146	147	149						
0,29	144	146	148	150	151	153	154					
0,30	149	151	153	155	156	157	158	159				170
0,31	154	156	157	159	160	161	162	163	164			175
0,32	158	160	162	163	164	166	167	168	168	170	171	180
0,33	163	165	166	168	169	170	171	173	173	174	175	185
0,34	168	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	190
0,35		174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	194
0,36			179	181	182	183	184	185	185	186	187	199
0,37				185	186	187	188	189	190	191	191	204
0,38					190	191	192	193	194	195	195	208
0,39						196	197	198	198	199	200	213
0,40							201	202	203	204	204	217
0,41								206	207	208	208	221
0,42									211	212	212	225
0,43										215	216	230
0,44											220	234
0,45												238
* Les facteurs de conversion W/Al ont été ajustés aux données de Stanton (1984).												

Source : Wu (1991).

Note : *Pour transformer en dose glandulaire moyenne au sein (en millirads) les doses d'exposition au port d'entrée dans l'air (en rœntgens) : multiplier l'exposition à l'entrée par le facteur de la table correspondant à la tension utilisée, en kVp, et à la qualité du faisceau (CDA) en millimètres d'aluminium. Par exemple, une dose d'exposition de 0,50 R venant d'un appareil doté d'une anode de Mo et d'un filtre de Mo, utilisé à 26 kVp et présentant une CDA de 0,27 mm Al, produit une dose glandulaire moyenne au sein calculée de la manière suivante : (0,50 R) x (142 mrad/R) = 71 mrad ou 0,7 mGy.*

DOSE GLANDULAIRE MOYENNE, ANODE DE MO ET FILTRE DE RH

Dose glandulaire moyenne (mrad) pour une exposition de 1 R mesurée au port d'entrée, dans l'air. Sein de 4,2 cm d'épaisseur, tissu 50 % adipeux, 50 % glandulaire, anode de molybdène et filtre de rhodium.											
Tension du tube (en kVp) Anode de Mo/Filtre de Rh											
CDA en mm Al	*25*	*26*	*27*	*28*	*29*	*30*	*31*	*32*	*33*	*34*	*35*
0,28	149	151	154								
0,29	154	156	158	159							
0,30	158	160	162	162	163						
0,31	163	164	166	166	167	167					
0,32	167	169	171	171	171	172	172				
0,33	171	173	175	176	176	176	176	177			
0,34	176	178	179	179	180	180	180	181	181		
0,35	180	181	183	183	184	185	185	186	187		
0,36	185	186	187	187	188	188	189	190	191	191	
0,37	189	190	191	191	192	193	193	194	195	195	
0,38	193	194	196	196	197	197	197	198	199	199	200
0,39	198	199	200	200	201	201	202	202	203	203	204
0,40	202	203	204	204	205	205	206	207	208	208	208
0,41	206	207	208	208	209	209	210	211	212	212	212
0,42	211	211	212	212	213	213	214	215	216	216	217
0,43	215	216	217	217	218	218	219	219	220	220	221
0,44	220	220	221	221	222	222	223	223	224	224	225
0,45	224	224	225	225	226	226	227	227	228	228	229
0,46		228	229	229	230	231	231	232	233	233	234
0,47			233	233	234	235	235	236	237	237	238
0,48			238	238	239	240	240	241	241	242	242
0,49				242	243	243	244	244	245	245	246
0,50					247	247	248	248	249	250	251
0,51						251	252	253	254	254	255
0,52							257	257	258	258	259
0,53							261	261	262	263	264
0,54								265	266	267	268
0,55								269	270	271	272
0,56									275	276	276
0,57									279	280	281
0,58										284	285
0,59										288	289
0,60											293

Source : Wu (1994).

DOSE GLANDULAIRE MOYENNE, ANODE ET FILTRE DE RH

Dose glandulaire moyenne (mrad) pour une exposition de 1 R mesurée au port d'entrée, dans l'air. Sein de 4,2 cm d'épaisseur, tissu 50 % adipeux, 50 % glandulaire, anode de rhodium et filtre de rhodium.											
Tension du tube (en kVp) Anode/filtre : Rh/Rh											
CDA en mm Al	*25*	*26*	*27*	*28*	*29*	*30*	*31*	*32*	*33*	*34*	*35*
0,28	150	155	159								
0,29	155	160	164	168							
0,30	160	164	168	172	176						
0,31	165	168	172	174	180	182					
0,32	169	173	177	181	184	186	188				
0,33	174	178	181	185	188	190	192				
0,34	179	183	186	190	193	195	196	199			
0,35	184	187	190	194	197	199	201	203			
0,36	189	192	195	198	201	204	205	207	209		
0,37	193	196	199	202	205	207	209	211	213		
0,38	198	201	204	207	209	211	213	215	217	219	221
0,39	203	206	208	211	214	216	217	219	221	223	224
0,40	208	211	213	216	218	220	221	223	224	226	228
0,41	213	215	217	220	222	224	225	227	228	230	232
0,42	218	220	222	224	226	228	229	231	232	234	236
0,43	222	224	226	228	230	232	233	235	236	238	240
0,44	227	229	231	233	235	237	238	239	240	242	243
0,45	232	234	235	237	239	241	242	243	244	246	247
0,46			239	241	243	245	246	247	248	250	251
0,47					247	249	250	251	252	254	255
0,48					251	253	254	255	256	258	259
0,49						257	258	259	260	261	262
0,50						261	262	263	264	265	266
0,51							266	267	268	269	270
0,52							270	271	272	273	274
0,53							275	276	276	277	278
0,54								279	280	280	281
0,55								283	284	284	285
0,56									288	288	289
0,57										292	293
0,58										296	297
0,59											300
0,60											304

Source : Wu (1994).

ANNEXE 28 : PROBLÈMES OU VARIATIONS EN SENSITOMÉTRIE

Problèmes ou variations en sensitométrie		
Problèmes ou variations	**Causes possibles**	**Vérifications proposées**
Vitesse ↑ Contraste ↑ Voile ↑	Température du révélateur trop élevée.	Vérifier la température du révélateur. Baisser le thermostat pour une correction immédiate. Vérifier le thermostat et la pompe de recirculation. Vérifier l'entrée d'eau et sa température.
	Régénération du révélateur avec des solutions dont le mélange n'est pas approprié (trop concentré).	Vérifier la quantité d'eau ajoutée au mélange. Vérifier la quantité de solution de démarrage. Vérifier le taux de régénération.
Vitesse ↓ Contraste ↓ Voile ↓	Température du révélateur trop basse.	Vérifier la température du révélateur. Monter le thermostat pour une correction immédiate. Vérifier le thermostat.
	Taux de régénération du révélateur trop bas.	Vérifier le taux de régénération du révélateur.
	Régénération du révélateur avec des solutions dont le mélange n'est pas approprié (trop dilué).	Vérifier la quantité d'eau ajoutée au mélange.
	Temps de développement trop court.	Vérifier le niveau du révélateur dans le bassin et le corriger au besoin. Vérifier la pompe de régénération. Vérifier le temps de développement du film.
Vitesse → Contraste ↓ Voile ↑	Révélateur contaminé par le fixateur.	Nettoyer l'appareil de traitement.
	Taux de régénération du fixateur trop bas.	Vérifier le taux de régénération du fixateur.
Vitesse ↑ Contraste ↓ Voile ↑	Régénération du révélateur avec des solutions dont le mélange n'est pas approprié (trop concentré).	Vérifier la quantité d'eau ajoutée au mélange.

Problèmes ou variations en sensitométrie (suite)		
Problèmes ou variations	**Causes possibles**	**Vérifications proposées**
Vitesse ↓ Contraste ↓ Voile ↑	Quantité excessive de solution de démarrage.	Vérifier la quantité de solution de démarrage.
	Oxydation du révélateur.	Vérifier le taux de régénération du révélateur.
	Contamination du révélateur par du fixateur.	Nettoyer l'appareil de traitement.
Vitesse ↓ Contraste ↓ Voile →	Régénération du révélateur avec des solutions dont le mélange n'est pas approprié (trop dilué).	Vérifier la quantité d'eau ajoutée au mélange.
	Taux de régénération du révélateur trop bas.	Vérifier le taux de régénération du révélateur.
Vitesse ↑ Contraste ↓ Voile →	Contamination du fixateur par du révélateur.	Vérifier le cavalier de passage du révélateur au fixateur.
	Mauvaise circulation dans le bassin de fixateur.	Vérifier la pompe de recirculation.
Instabilité, variations +++	Régénération intermittente.	Vérifier la pompe de régénération.
	Défaut de l'activité chimique dû à un volume peu élevé de films traités ou à une utilisation peu fréquente de l'appareil de traitement.	Procéder à la régénération avec une plus grande quantité de solution. Mesurer le temps d'utilisation de l'appareil et faire les corrections en conséquence.
	Mauvais mélange de révélateur et de fixateur.	Utiliser des solutions de haute qualité et s'assurer que la procédure relative au mélange est bien suivie.
	Température variable.	Vérifier le thermostat.
	Solutions exposées à des températures excessives.	Vérifier l'entreposage. Suivre les recommandations du fabricant concernant les températures.
Aspect laiteux du film	Fixateur épuisé.	Remplacer la solution de fixateur. Vérifier le taux de régénération du fixateur.

ANNEXE 29 : UNITÉS SI EN RADIOPROTECTION

UNITÉS SI EN RADIOPROTECTION		
EXPOSITION		
Le rœntgen (R) est la charge produite par un rayonnement X ou gamma dans l'air. L'unité SI correspondante est le coulomb par kilogramme d'air.		
1 R = 2,58 x 10^{-4} C kg^{-1}	↔	1 C kg^{-1} = 3,876 R
KERMA		
L'unité SI du kerma est le gray (Gy).		
1 Gy = 100 rad	↔	1 rad = 0,01 Gy
Dans l'air :		
1 R = 0,87 rad	↔	1 rad = 1,15 R
Dans un tissu :		
1 R = 0,97 rad	↔	1 rad = 1,03 R
DOSES EFFICACES		
L'unité SI des doses efficaces est le sievert (Sv).		
1 Sv = 100 rem	↔	1 rem = 0,01 Sv
ACTIVITÉ		
L'unité SI de l'activité radioactive est le becquerel (Bc).		
1 Bq = 1 désintégration par seconde		
1 Bq = 2,7 x 10^{-11} Curie (Ci)	↔	1 Ci = 3,7 x 10^{10} Bq
PRÉFIXES USUELS		

Sous-multiples			*Multiples*		
10^{-3}	milli	(m)	10^{3}	kilo	(k)
10^{-6}	micro	(m)	10^{6}	mega	(M)
10^{-9}	nano	(n)	10^{9}	giga	(G)
10^{-12}	pico	(p)	10^{12}	tera	(T)

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 30 : CONTRÔLE DE LA QUALITÉ EN STÉRÉOTAXIE EFFECTUÉ DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE

Pour un système numérique

TEST OU PROCÉDURE	FRÉQUENCE					
	Quotidienne	Hebdo-madaire	Mensuelle	Trimestrielle	Semestrielle	Non effectuée
Conditions de visionnement						
Image présentée sur le moniteur *distorsion géométrique, contraste, artéfacts*						
Qualité de l'impression *distorsion géométrique, contraste, artéfacts*						
Contrôle de la qualité du traitement des films (sensitométrie de l'imprimante)						
Entretien des cassettes et des plaques CR (pour un système CR)						
Homogénéité du récepteur et recherche d'éléments défectueux						
Mode d'exposition automatique et rapport signal / bruit (RSB)						
Rapport contraste sur bruit (RCB)						
Analyse de l'image du fantôme (stations de visualisation ou de lecture, imprimante)						
Négatoscopes et conditions de visionnement						
Mesure de la FTM (fonction de transfert de modulation)						
Vérifications visuelles						
Analyse des reprises d'exposition						
Dispositif de compression						
Test de l'alignement zéro (selon l'appareillage)						
Précision de la localisation dans l'air						

Les zones grisées indiquent les fréquences minimales suggérées.

Note : *Le tableau comprend l'ensemble des vérifications que le technologue devrait effectuer. Il peut aider le physicien et le technologue à établir temporairement un protocole de contrôle de la qualité en attendant la parution de nouvelles directives du MSSS dans le cadre du programme de dépistage en mammographie. Par ailleurs, le physicien peut vérifier si les mesures relatives au contrôle de la qualité que le fabricant suggère sont appliquées dans le centre.*

Recommandations du physicien :

____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 31 : ÉVALUATION D'ENSEMBLE ET RADIOPROTECTION EN STÉRÉOTAXIE

CHARTE TECHNIQUE

ÉPAISSEUR CM	MODE	ANODE-FILTRE	CHARGE MAS	TENSION KVP	RSB
2,5 OU 3					
4					
6					
8					

VÉRIFICATIONS	CONFORME	
	OUI	NON
APPAREIL DANS SON ENSEMBLE		
L'appareil est mécaniquement stable lorsqu'il est utilisé dans des conditions normales.		
Toutes les parties mobiles se déplacent facilement et sans blocage.		
Tous les freins et toutes les manettes fonctionnent correctement.		
RÉCEPTEUR		
Le récepteur d'image ne permet aucune vibration pendant les procédures.		
Le récepteur d'image ou le film-écran est bien fixé et ne bouge pas lorsque l'on incline l'appareil.		
Le support du guide et de l'aiguille est adéquat. Un déplacement d'au plus 1 mm peut être accepté dans toutes les directions.		
COMPRESSION		
La plaque de compression est solidement fixée.		
L'indicateur de compression du sein est précis à ± 5 mm et reproductible à ± 2 mm pour 2 cm et 8 cm.		
Le mécanisme de compression fonctionne bien.		
Le patient et l'opérateur ne sont pas exposés à des blessures (ex. : surface rude, plaque de compression craquelée).		
RADIOPROTECTION		
La charte technique complète est à jour et se trouve dans la salle de biopsie.		
L'opérateur est adéquatement protégé du rayonnement (équivalence en Pb de 0,06 mm à 30 kVp).		
Des dosimètres personnels sont disponibles.		
La salle est adéquatement blindée contre le rayonnement ionisant.		
Une affiche de mise en garde est posée à l'entrée de la salle indiquant l'utilisation de rayons X.		
Les accessoires de protection disponibles sont efficaces et conformes.		
Le degré de rayonnement de fuite à 1 m du tube ne doit pas dépasser 1 mGy/h.		
Le mécanisme d'interruption de l'exposition fonctionne correctement.		
L'interrupteur d'exposition est du type à pression continue.		
La position de l'interrupteur d'exposition est sécuritaire.		
Les paramètres techniques utilisés peuvent être lus en tout temps sur l'appareil.		
L'installation ne comporte pas d'anomalie apparente.		

Recommandations du physicien :

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

ANNEXE 32 : ÉVALUATION DE LA COLLIMATION EN STÉRÉOTAXIE

Distance source-image (DSI) : ______________ mm

CONGRUENCE ENTRE LE CHAMP DE RAYONNEMENT ET LA FENÊTRE DE BIOPSIE

CÔTÉ	DÉVIATION ENTRE LA FENÊTRE DE BIOPSIE ET LE CHAMP R-X (mm)	CONFORME	
		OUI	NON
DROIT			
GAUCHE			
ANTÉRIEUR			
THORACIQUE			
La fenêtre de biopsie est centrée par rapport à l'image du récepteur.			

DIFFÉRENCE ENTRE LE CHAMP DE RAYONNEMENT ET LE RÉCEPTEUR D'IMAGE

CÔTÉ	DÉVIATION (mm)	CONFORME	
		OUI	NON
DROIT			
GAUCHE			
ANTÉRIEUR			
THORACIQUE			

Normes :
- Le champ de radiation peut excéder le récepteur (partie utile du détecteur) d'au plus **2 %** de la DSI sur chaque côté, sauf pour le côté paroi thoracique.
- Le champ de radiation du côté paroi thoracique doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support du récepteur d'au plus **5 mm**.

Recommandations du physicien :

____

____

____

ANNEXE 33 : ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME EN STÉRÉOTAXIE

Système film-écran

MODÈLE DU FANTÔME UTILISÉ : ________________

NUMÉRO DE SÉRIE DU FANTÔME : ________________

DISTANCE SOURCE-IMAGE (DSI) : ___________ mm

MODE D'EXPOSITION : ________________

KVP : ___________ **MAS :** ___________

DENSITÉ SÉLECTIONNÉE : ______________

POSITION DE LA CELLULE : _____________

OBJETS DU FANTÔME (NA 18-250)	RÉSULTAT	CONFORME	
		OUI	NON
DENSITÉ DE FOND (D) ≥ 1,4 DO D :			
NOMBRE DE FIBRES ≥ 2 OBSERVÉES			
DÉDUCTION			
TOTAL			
GROUPES DE MICROCALCIFICATIONS ≥ 2 OBSERVÉES			
DÉDUCTION			
TOTAL			
NOMBRE DE MASSES ≥ 2 OBSERVÉES			
DÉDUCTION			
TOTAL			

Normes : Avec le **mini-fantôme** (NA 18-250) le pointage sera : **fibres** ≥ **2, groupes de microcalcifications** ≥ **2, masses** ≥ **2** ; avec le **fantôme de mammographie** (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015), le pointage sera : **fibres** ≥ **4, groupes de microcalcifications** ≥ **3, masses** ≥ **3**.

ÉVALUATION GLOBALE	CONFORME	
	OUI	NON
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLES SUR L'IMAGE DU FANTÔME		

Recommandations du physicien :

____

____

____

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 33A : ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME EN STÉRÉOTAXIE

Système numérique

MODÈLE DU FANTÔME UTILISÉ : ________________

NUMÉRO DE SÉRIE DU FANTÔME : _______________

DISTANCE SOURCE-IMAGE (DSI) : ___________ mm

MODE D'EXPOSITION : _______________

KVP : __________ **MAS :** ___________

DENSITÉ SÉLECTIONNÉE : ______________

POSITION DE LA CELLULE : _____________

MESURE	RÉSULTAT
VALEUR MOYENNE DES PIXELS (X)	
CONSTANTE D'EXCENTREMENT (C)	
ÉCART-TYPE (σ)	
RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT (RSB)	

OBJETS DU FANTÔME (NA 18-250)		RÉSULTAT	CONFORME	
			OUI	NON
NOMBRE DE FIBRES ≥ 3	OBSERVÉES			
	DÉDUCTION			
	TOTAL			
GROUPES DE MICROCALCIFICATIONS ≥ 3	OBSERVÉES			
	DÉDUCTION			
	TOTAL			
NOMBRE DE MASSES ≥ 2,5	OBSERVÉES			
	DÉDUCTION			
	TOTAL			

Normes : En stéréotaxie avec le **mini-fantôme** (NA 18-250), le pointage sera : **fibres ≥ 3, groupes de. microcalcifications** ≥ **3, masses** ≥ **2,5** ; avec le **fantôme régulier** (RMI 156, NA 18-220 ou CIRS 015) le pointage sera : **fibres** ≥ **5, groupes de microcalcifications** ≥ **4, masses** ≥ **3,5**.
Le **rapport signal sur bruit** (RSB) devrait être supérieur à **50**.

ÉVALUATION GLOBALE	CONFORME	
	OUI	NON
QUALITÉ GLOBALE ACCEPTABLE DE L'IMAGE DU FANTÔME		
PRÉSENCE D'ARTÉFACTS ACCEPTABLES SUR L'IMAGE DU FANTÔME		

Recommandations du physicien :

____

____

____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 34 : PRÉCISION DE LA LOCALISATION EN STÉRÉOTAXIE

TEST DE LOCALISATION	RÉSULTAT
PRÉLÈVEMENT DANS LE FANTÔME DE GÉLATINE RÉUSSI (OUI / NON)	
TEST DE LA PRÉCISION DANS L'AIR (FANTÔME DU FABRICANT)	mm

Normes :

- Si l'on utilise un trocart, la pointe de l'aiguille devrait se situer en contact avec la cible choisie sur l'image ou en en retrait d'au plus 5 mm du centre de la cible, juste avant le lancement.
- Si l'on utilise une aiguille avec un système de succion, l'image obtenue avant le prélèvement doit montrer que la cible choisie se trouve à moins de 1 mm de l'ouverture de l'aiguille servant à retirer le prélèvement.
- La marge d'erreur acceptable en ce qui concerne la précision dans l'air est de 1 mm pour toutes les directions.

Recommandations du physicien :

____
____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

Nom du centre :

Numéro de l'appareil ou de la salle :

ANNEXE 35 : VÉRIFICATION D'UN APPAREIL UTILISÉ POUR LA RADIOGRAPHIE DES PIÈCES BIOPSIQUES

VÉRIFICATION	CONFORME	
	OUI	NON
Le contrôle de la qualité dans le centre de mammographie		
Le blindage de la salle et la protection de l'opérateur		
La vérification du voile produit en chambre noire		
Le traitement de l'image		
La conservation des images		
Les conditions de visionnement		
La vérification des récepteurs		
L'homogénéité des détecteurs DR/CR		
L'évaluation des artéfacts		
L'évaluation de l'image		
L'évaluation d'ensemble et la radioprotection		
L'évaluation du centreur lumineux, le cas échéant		
Le système d'exposition automatique, s'il est utilisé		
La vérification de la tension		
La limite de résolution du système ou FTM		

Recommandations du physicien :

____
____
____
____

IDENTIFICATION DE L'ÉVALUATEUR

DATE (JJ-MM-AAAA) :

BIBLIOGRAPHIE

AGENCE FRANÇAISE DE SÉCURITÉ SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTÉ (AFSSAPS), *Référentiel des modalités du contrôle de qualité des installations de mammographie analogique*, [En ligne], http://agmed.sante.gouv.fr/htm/10/dm/cqdm/mannex2.pdf (7 octobre 2005).

AGENCE FRANÇAISE DE SÉCURITÉ SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTÉ (AFSSAPS), *Contrôle de qualité des installations de mammographie analogique*, [En ligne], http://agmed.sante.gouv.fr/htm/10/mamo/mannex.pdf (27 mars 2003).

ARCHER, Benjamin R., Joel E. GRAY et autres. *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, NCRP Releases Report No 147, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements, 2004, 194 p.

ARCHER, Benjamin R., J.I. THORNBY et Stewart C. BUSHONG. « Diagnostic X-ray Shielding Design based on an empirical model of photon attenuation », *Health Physics*, vol. 44, n° 5, mai 1983, p. 507-517.

ASSOCIATION ARCADES. *Le contrôle de qualité en interne destiné aux manipulateurs dans les centres de radiologie,* [En ligne], http://www.arcades-depistages.com/Procedures%20en%20controle%20interne.pdf (décembre 2004).

ASSOCIATION DES PHYSICIENS ET INGÉNIEURS BIOMÉDICAUX DU QUÉBEC. *Guide de contrôle de qualité pour département de radiologie diagnostique*, 1984.

BILLON, Bruno, et Cyrille VERALDO, *Contribution à une réflexion sur le contrôle qualité en mammographie,* Projet SPIBH, Université de technologie de Compiègne (UTC), 2002-2003. [En ligne], http://www.utc.fr/~farges/spibh/02-03/Projets/mammo/mammo.html

BUSHONG, Stewart C., « Techs must take charge of QC in mammography », *Diagnostic Imaging*, avril 1993, p. 83-90.

CENTRE DE RECHERCHE INDUSTRIELLE DU QUÉBEC. *Guide des unités SI*, 2e édition, revue et augmentée, Québec (Québec), Centre de recherche industrielle du Québec (CRIQ), 1982, 187 p.

DANCE, D. R., et autres. « Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol », *Physics in medicine and biology*, vol. 45, n° 11, novembre 2000, p. 3225-3240.

DARIS, Roger, et Richard TREMBLAY. *Manuel de contrôle de la qualité,* volume 2: Physicien biomédical, Québec (Québec), ministère de la Santé et des Services sociaux, 1998, 159 p.

FAXITRON X-RAY CORPORATION, *Technical Manual: MX-20 Specimen Radiography System,* Wheeling (Illinois), Faxitron X-ray corporation, 1999.

FEIG, Stephen A., et autres, *The Radiologic Clinics of North America: Breast Imaging*, vol. 38, n° 4, Philadelphie (Pennsylvanie), 2000, p. 767-785.

GAUVIN, Alain, Raymond CARRIER et Richard TREMBLAY, *Compte rendu du congrès – Breast Screening for Northern Quebec Communities: A Feasibility Study,* dans Organisation canadienne des physiciens médicaux, 1999.

GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEMS, *QAP pour Senographe 2000D : Tests de contrôle qualité pour sites non MQSA, Manuel QC,* General Electric Co., 2002, 88 p.

GOUVERNEMENT DU GRAND DUCHÉ DE LUXEMBOURG. *Programme Mammographie, Assurance Qualité*, [En ligne], http://www.mammographie.public.lu/programme/qualite/index.html

GRAY, J.E. « Mammographic quality control for the technologist and the medical physicist as a consultant to the technologist », dans HAUS, A. G., et M. J. YAFFE, *Syllabus – A Categorical Course in Physics: Technical Aspects of Breast Imaging,* 3e édition, Oak Brook (Illinois), Radiological Society of North America (RSNA), 1994, p. 153-183.

HAUS, Arthur G., et autres. *1999 Syllabus – Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Physical Aspects of Breast Imaging-Current and Future Considerations*, Oak Brook (Illinois), Radiological Society of North America (RSNA) Publications, 1999, 323 p.

HAUS, Arthur G., et autres. *Editor Film Processing in Medical Imaging*, Madison (Wisconsin), Medical Physics Publishing, 1993.

HAUS, Arthur G. « Technologic improvements in screen-film mammography », *Radiology*, mars 1990, p. 628-637.

HENDRICK, R.E., et autres. *Mammography Quality Control Manual*, Reston (Virginie), American College of Radiology (ACR), 1999, 339 p.

HENDRICK, R.E., et autres. *Stereotactic Breast Biopsy* : *Quality Control Manual*, Reston (Virginie), American College of Radiology (ACR), 1999, 120 p.

HIGH, M. « Mammographic quality control: ACR-recommended physicist's-level testing », dans HAUS, Arthur G., et autres, *Syllabus – A Categorical Course in Physics : Technical Aspects of Breast Imaging,* 3e édition, Oak Brook (Illinois), Radiological Society of North America (RSNA), 1994, p. 196-198.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Radiological Protection of the Worker in Medicine and Dentistry*, ICRP Publication no57, Oxford, Pergamon Press, 1989.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). *61223-3-2,* Éd. 2.0, 2004.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). *60601-2-45,* Éd. 2, 2001.

KODAK CANADA INC. *Contrôle de la qualité pour la mammographie,* Kodak Canada Inc., division Sciences de la santé, 1992.

KODAK CANADA INC. *Guide d'optimisation de l'examen mammographique KODAK système MIN-R 2000,* Eastman Kodak Company, 1999.

KODAK CANADA INC. *1995 Mammography Conferences and Courses for Radiologists and Technologists* (document d'information sur les conférences et les cours sur la mammographie offerts aux États-Unis en 1995), préparé par Eastman Kodak Company, 1994.

KODAK CANADA INC. *Mammography Solutions,* Kodak Canada Inc., division Sciences de la santé, 1994, 1999.

MAWDSLEY, G.E., et autres. *Ontario Breast Screening Program*, *Mammography Quality Control*, Toronto revision 6, Toronto (Ontario), Sunnybrook and Women's College Health Sciences Centre, 2004, 112 p. [En ligne], http://www.sw.ca/research/groups/dm/applied_physics/qc/qc_screen

MOH, Philippe. *La radiographie numérique : Introduction pratique pour le technologue en radiologie*, Montréal (Québec), Medical Technology Management Institute (MTMI), 2004, 71 p.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Limitation of Exposure to Ionizing Radiation*, NCRP Report n° 116, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements, 1993.

Nationwide Evaluation of X-Ray Trends (NEXT). *Mammography Survey Protocol, 1994.*

NHS, BREAST SCREENING PROGRAM. *A Radiographic Quality Control Manual for Mammography*, NHSBSP Publication, n° 21, 1999.

NOËL, A., et autres. *Protocole de contrôle de qualité des installations de mammographie*, Université de technologie de Compiègne (UTC), Direction générale de la santé, édition révisée, juillet 1998, 28 p. [En ligne], http://www.utc.fr/~farges/textes_off/guides/cq_mammo.pdf

NOËL, Francine, et Richard TREMBLAY. *Manuel de contrôle de la qualité,* volume 1 : Technologue en radiologie, édition augmentée, remaniée et mise à jour, Québec (Québec), ministère de la Santé et des Services sociaux, 2001, 231 p.

OFFICE QUÉBÉCOIS DE LA LANGUE FRANÇAISE, *Le grand dictionnaire terminologique*, [En ligne], http://www.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index800_1.asp

ORDRE DES TECHNOLOGUES EN RADIOLOGIE DU QUÉBEC. *Mammographie, normes de pratique spécifiques,* Montréal (Québec), Ordre des technologues en radiologie du Québec (OTRQ), 2005.

ORDRE DES TECHNOLOGUES EN RADIOLOGIE DU QUÉBEC. *Normes de pratique générales,* Montréal (Québec), Ordre des technologues en radiologie du Québec (OTRQ), 2005.

PERRY, N., et autres. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening,* 3e édition, Luxembourg (Belgique), European Communities, 2001, 366 p.

RADIATION MEASUREMENT INC. *Quality Assurance in Mammography : The Critical Difference,* document d'information de Radiation Measurement inc. (RMI).

REINER, Bruce I., Eliot L. SIEGEL et John A. CARRINO. *Quality Assurance: Meeting the Challenge in the Digital Medical Enterprise,* Society for Computer Applications in Radiology (SCAR), 2002, 153 p.

ROTHENBERG, Lawrence N., et autres. *A Guide to Mammography and Other Breast Imaging Procedures,* NCRP Releases Report No. 149, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements, 2004, 379 p.

SAMEI, Ehsan, et autres. *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Imaging Informatics Subcommittee, Madison (Wisconsin), Medical Physics Publishing, AAPM On-Line Report n° 3, 2005, VIII, 146 p.

SAMEI, Ehsan, et autres. *2003 Syllabus – Advances in Digital Radiographic: Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics*, Oak Brook (Illinois), Radiological Society of North America (RSNA), 2003, 252 p.

SANTÉ CANADA. *Guide canadien de qualité en mammographie,* Ottawa (Ontario), Bureau de la protection contre les rayonnements des produits cliniques et de consommation, Santé Canada, 2002, 28 p.

SANTÉ CANADA. *Tabular Comparison of International Mammography Quality Requirements and Mammography Facility Quality Control Procedures*, Ottawa (Ontario), Santé Canada, 1998.

SANTÉ CANADA. *Code de sécurité 33 : Radioprotection dans l'exercice de la mammographie*, Ottawa (Ontario), ministère de la Santé et du Bien-être social, 1995, 92 p.

SIMPKIN, Douglas J. « Evaluation of NCRP Report No. 49 assumptions on workloads and use factors in diagnostic radiology facilities », *Medical Physics*, vol. 23, n° 4, avril 1996, p. 577-584.

SIMPKIN, Douglas J. « Shielding requirements for mammography », *Health Physics*, vol. 53, n° 3, septembre 1987, p. 267-279.

STANTON, L., et autres. « Dosage evaluation in mammography », *Radiology*, n° 150, 1984, p. 577-584.

SUNNYBROOK AND WOMEN'S COLLEGE HEALTH SCIENCES CENTRE. *The International Digital Mammography Development Group, Physics- DMIST QC*, [En ligne], http://www.sw.ca/research/groups/dm/projects/idmdg/acrin_qc

SUPIOT, A., et C. VEDOVINI. *Capteurs numériques grands champs en radiologie conventionnelle*, Projet DESS, Technologies biomédicales hospitalières, Université de technologie de Compiègne (UTC), 01-02. [En ligne], http://www.utc.fr/~farges/dess_tbh/01_02/UV/Cp/Cp.html#_Toc878418

TERRY, A. James, et autres. « Half-value layer and intensity variations as a function of position in the radiation field for film-screen mammography », *Medical Physics*, vol. 26, n° 2, février 1999, p. 262.

THE BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY. *The British Journal of Radiology, 73,* 2000. http://bjr.birjournals.org/contents-by-date.2000.shtml

U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). *Mammography Facility Survey: Mammography Equipment Evaluations and Medical Physicist Qualification Requirements under MQSA*, [En ligne], http://www.fda.gov/cdrh/dmqrp/6409.HTML (13 septembre 2005).

U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). *The Mammography Quality Standards Act Final Regulations Modifications and Additions to Policy Guidance Help System # 6*, [En ligne], http://www.fda.gov/cdrh/mammography/archives/1435.html (19 août 2003).

U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). *Mammography Matters,* Food and Drug Administration, 1998.

U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA), *Mammography Quality Standards Act of 1997 (MQSA),* Food and Drug Administration, 1997.

VAN ENGEN, R., et autres. « Addendum on Digital Mammography to chapter 3 of the European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version 1,0 », [En ligne], http://www.euref.org/ (novembre 2003).

VERDUN, F.R., et M. PACHOUD. *Mammographie numérique et dépistage ?*, Lausanne, Institut universitaire de radiophysique appliquée, [En ligne], http://www.trm.ch/cours/mammo_num/TRM_mammo23/tsld001.htm

WARREN BURHENNE, Linda J., et autres. *The potential contribution of computer-aided detection to the sensitivity of screening mammography.* Radiology 2000; 215:554-562.

WILLIAMS, Erica Koch, et Jennifer WAGNER. *Procedures and Documentation for Mammography and Quality Management*, McGraw-Hill., 2000, 168 p.

WU, X. « Breast dosimetry in screen-film mammography », dans BARNES, G. T., et G.T. FREY, *Screen-film Mammography: Imaging Consideration and Medical Physics Responsibilities,* Madison (Wisconsin), Medical Physics Publishing, 1991.

WU, X., et autres. « Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography », *Radiology,* vol. 193, n° 1, octobre 1994, p. 83-89.

YAFFE, Martin J. *IWDM 2000 5th International Workshop on Digital Mammography,* Proceedings of the Workshop, June 11-14, 2000, Toronto (Canada), Madison (Wisconsin), Medical Physics Publishing, 2000.

SITES WEB D'INTÉRÊT

(Sites vérifiés le 18 octobre 2005 et le 19 avril 2006)

(ACR) AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY http://www.acr.org/s_acr/index.asp

(ACRIN) AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY IMAGING NETWORK
http://www.acrin.org/current_protocols.html

(AFSSAPS) AGENCE FRANÇAISE DE SÉCURITÉ SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTÉ
http://afssaps.sante.fr/ (mot clé : mammographie)

(AAPM) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE TASK GROUP 18
http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18

(ANAES) AGENCE NATIONALE D'ACCRÉDITATION ET D'ÉVALUATION EN SANTÉ
http://www.anaes.fr/anaes/anaesparametrage.nsf/HomePage?ReadForm

(APIBQ) ASSOCIATION DES PHYSICIENS INGÉNIEURS BIOMÉDICAUX DU QUÉBEC
http://www.apibq.org/

(ARQ) ASSOCIATION DES RADIOLOGISTES DU QUÉBEC http://www.arq.qc.ca/

(CAR) ASSOCIATION CANADIENNE DES RADIOLOGISTES http://www.car.ca/

(CERF) CONSEIL DES ENSEIGNANTS DE RADIOLOGIE DE FRANCE
http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/

(CCOHTA) OFFICE CANADIEN DE COORDINATION DE L'ÉVALUATION DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ,
https://www.ccohta.ca/

(CCPM) LE COLLÈGE CANADIEN DES PHYSICIENS EN MÉDECINE http://www.medphys.ca/

(EUREF) EUROPEAN REFERENCE ORGANISATION FOR QUALITY ASSURED BREAST SCREENING AND DIAGNOSTIC SERVICES http://www.euref.org/

(FDA) U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, Guidance for Industry and FDA Staff
http://www.fda.gov/cdrh/mammography/

HOSMAT : Base de connaissances sur les dispositifs médicaux et les vigilances sanitaires
http://www.hosmat.com/sommaire.htm

(INSPQ) INSTITUT NATIONAL DE SANTÉ PUBLIQUE DU QUÉBEC http://www.inspq.qc.ca/

LE GOUVERNEMENT DU GRAND DUCHÉ DE LUXEMBOURG, Programme Mammographie, Assurance Qualité http://www.mammographie.public.lu/programme/

LES PUBLICATIONS DU QUÉBEC http://www2.publicationsduquebec.gouv.qc.ca

MINISTÈRE DE LA JUSTICE DU CANADA, *Lois* http://lois.justice.gc.ca/

(MQSA) MAMMOGRAPHY QUALITY STANDARD ACT http://www.fda.gov/cdrh/dmqrp.html

(NHS) BREAST SCREENING PROGRAMME http://www.cancerscreening.nhs.uk/breastscreen/

OFFICE QUÉBÉCOIS DE LA LANGUE FRANÇAISE, *Le grand dictionnaire terminologique*, 2005
http://www.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index800_1.asp

(OTRQ) ORDRE DES TECHNOLOGUES EN RADIOLOGIE DU QUÉBEC http://www.otrq.qc.ca/

(PQDCS) PROGRAMME QUÉBÉCOIS DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN
http://www.msss.gouv.qc.ca/sujets/prob_sante/cancer/index.php?pqdcs

RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA, *DICOM resources on the Internet*
http://www.rsna.org/Technology/DICOM/dicom.cfm

SANTÉ CANADA http://www.hc-sc.gc.ca/index_f.html

SANTÉ CANADA, BUREAU DE LA RADIOPROTECTION
http://www.hc-sc.gc.ca/ahc-asc/branch-dirgen/hecs-dgsesc/sep-psm/rpb-bpcr/index_f.html

SANTÉ CANADA, *Liste des instruments médicaux homologués* http://www.mdall.ca/

(SFR) SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE RADIOLOGIE http://www.sfr-radiologie.asso.fr/

SUNNYBROOK & WOMENS' COLLEGE HEALTH SCIENCES CENTRE
http://www.sw.ca/research

(HPS) THE HEALTH PHYSICS SOCIETY http://www.hps.org/

(UTC) UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE DE COMPIÈGNE http://www.utc.fr/~farges/

LEXIQUE

Absorbant
Néologisme utilisé dans le présent manuel pour désigner un matériau absorbant ou un fantôme. Le physicien et le technologue utilisent des plaques de matière absorbante, habituellement une matière plastique acrylique, au cours des tests du dispositif de contrôle automatique de l'exposition ou de la vérification de la compression, par exemple.

Alternateur panoramique (ou rolloscope)
Dispositif contenant plusieurs **négatoscopes** superposés qui se présenteront par alternance à la surface de lecture, laquelle permet l'étude des films antérieurs. En mammographie, les plages lumineuses peuvent recevoir un film de 24 cm x 30 cm. Des volets, généralement intégrés à l'appareil, permettent de cacher les parties non recouvertes par le film afin d'éviter tout éblouissement au lecteur. Sa luminance est la même que celle du négatoscope simple de mammographie. Toutefois, certains appareils permettent une variation de la luminance grâce à un gradateur.

Appareil de traitement de l'image
Appareil utilisé pour transformer une image latente d'un film en image visible ou pour transformer une image numérique sur un support (film). Voir ***Développeuse ou appareil de traitement (pour un système film-écran)***.

Artéfact (ou artefact)
Structure visible sur l'image qui ne correspond pas à une structure de l'objet radiographié. Un artéfact ne représente pas une structure anatomique de l'organe étudié, mais un défaut produit par le système mammographe-récepteur d'image-appareil de traitement de l'image ou par toute autre cause. L'artéfact ne peut s'apparenter au **bruit** sur l'image numérique et ne peut être expliqué par la **fonction de transfert de modulation**.

Artéfact (ou artefact) photographique
Artéfact produit par l'appareil de traitement des films ou l'imprimante.

Artéfact (ou artefact) radiologique
Artéfact produit par une composante de l'appareil radiologique comme le tube, le filtre, la grille, la plaque de compression, les écrans, le détecteur ou le moniteur.

Artéfact (ou artefact) de l'appareil de traitement des films ou de l'imprimante
Densité non désirée ou artificielle qui apparaît sur un film et qui est causée par un mauvais fonctionnement ou une mauvaise utilisation de l'appareil de traitement des films ou de l'imprimante.

Assurance de la qualité
Concept administratif englobant les politiques et les procédures qui visent à rendre un processus optimal. En mammographie, l'assurance de la qualité inclut la performance du personnel et l'efficacité de l'équipement d'un centre.

Biopsie
Prélèvement, *in vivo*, d'un fragment d'organe, de tissu ou de néoplasme afin de le soumettre à un examen histologique, microbiologique ou immunologique dont le résultat servira à établir un diagnostic.

Bruit
Fluctuations du signal qui ne peuvent être associées à l'objet de l'image. L'écart-type dans une région d'intérêt (ROI) délimitée sur l'image de sortie est considéré comme la mesure du bruit.

Bruit radiographique
Fluctuations non désirées de la **densité optique** sur une image.

Bucky
Voir **porte-grille.**

Carte de construction des pixels
Carte des pixels dans laquelle sera défini, pour chacun d'entre eux, le pourcentage de la valeur du pixel basée sur son propre élément distinct de lecture.

Cassette
Boîte étanche à la lumière renfermant un ou deux **écrans intensificateurs** et dans laquelle on place le film radiographique. La cassette sert à isoler le film de la lumière, mais aussi à assurer un contact étroit entre l'écran et le **film**. En mammographie classique, la cassette compte habituellement un seul **écran intensificateur** et on utilise un film à simple émulsion.

Cassette de référence
Cassette utilisée régulièrement dans le service de mammographie et dont la sensibilité correspond le plus possible à la sensibilité moyenne de l'ensemble des cassettes. La densité optique de la cassette choisie s'inscrira donc dans la moyenne des densités obtenues sur le film pour l'ensemble des cassettes d'un même format. Le contact film-écran de cette cassette doit être vérifié et se révéler conforme. Les cassettes de référence seront utilisées par le technologue, le physicien ou le technicien de service pour effectuer différents tests ou certaines vérifications.

Cassette-récepteur (CR)
Technologie de radiologie numérisée (*computed radiography*) utilisant des écrans luminescents photostimulables, aussi appelés *plaques photostimulables*. Dans le présent manuel, appellation d'un système numérique avec **plaques photostimulables**, par opposition à un système numérique avec détecteur (**détecteur-récepteur**).

Coefficient de corrélation linéaire (R)

$$R = \frac{n\sum xy - \left(\sum x\right)\left(\sum y\right)}{\sqrt{n\left(\sum x^2\right) - \left(\sum x\right)^2} \bullet \sqrt{n\left(\sum y^2\right) - \left(\sum y\right)^2}}$$

où n est le nombre de points (x, y) utilisés pour la régression linéaire.

Coefficient de variation
Le coefficient de variation est égal à l'écart-type divisé par la valeur moyenne.

$$\textit{Coefficient de variation :} \quad \frac{\textit{écart-type}}{\textit{valeur moyenne}}$$

Collimateur** ou **diaphragme
Dispositif servant à limiter le faisceau de rayonnement primaire à la dimension du **récepteur d'image** utilisé. Certains collimateurs permettent un réglage continu de la grandeur du faisceau de rayonnement ; avec d'autres on utilise des diaphragmes interchangeables propres aux formats des cassettes et aux distances entre le **foyer** du tube et le **récepteur d'image**. Habituellement, un indicateur produit une image lumineuse de l'étendue du faisceau de rayonnement.

Computer-aided detection (CAD)
Voir ***Détection assistée par ordinateur (DAO)***.

Constante d'excentrement (C)
Décalage de la courbe sur le graphique produit au moment d'évaluer la linéarité de la réponse du récepteur numérique. Cette constante est aussi appelée *compensation en valeur des pixels*. Généralement, C = 0.

Contact film-écran
Proximité immédiate entre l'émulsion du film et l'**écran intensificateur**, assurant un transfert de la lumière entre le film et l'écran. Un contact étroit entre le film et cet écran est essentiel à l'obtention de radiogrammes de haute qualité.

Contraste photographique
Variation de la densité optique pour une d'exposition donnée. Le contraste photographique se définit par la pente de la tangente de la **courbe sensitométrique**. En mammographie, comme les variations d'intensité du faisceau de rayonnement au sortir du sein sont faibles (faible **contraste radiologique**), il faut recourir à des films offrant un contraste photographique élevé.

Contraste radiologique
Variation de l'intensité du rayonnement causée par les différences d'absorption de celui-ci dans les tissus traversés.

Contrôle automatique de l'exposition
Communément appelé *cellule* ou *photocellule*, le contrôle automatique de l'exposition est un mode de fonctionnement selon lequel l'appareil contrôle les paramètres de l'exposition de manière à obtenir automatiquement un film de la **densité optique** désirée. Selon le type et l'épaisseur du sein, le système mesure l'intensité moyenne du rayonnement qui a traversé à la fois l'objet, c'est-à-dire le sein, et le **récepteur d'image** avant de déterminer l'exposition nécessaire.

Contrôle de la qualité
Exécution et interprétation des tests portant sur le fonctionnement des équipements ainsi que les mesures de correction qui en découlent.

Couche de demi-atténuation (CDA)
Épaisseur de matériel absorbant qui réduit de moitié l'intensité d'un faisceau de rayonnements X. Cette valeur, habituellement donnée en millimètres d'aluminium, permet d'apprécier la qualité du rayonnement utilisé. La CDA est fonction de la tension, de la filtration et du matériau de l'anode. En mammographie, la CDA est habituellement égale ou légèrement supérieure à la valeur de la **tension** (en kVp) divisée par 100.

Courbe gamma
Courbe graphique qui représente le contraste du film en fonction de la densité optique (DO). Elle s'obtient en calculant la pente de la courbe sensitométrique en fonction du logarithme de l'exposition.

Courbe sensitométrique
Graphique de la **densité optique** obtenu en fonction du logarithme de l'exposition, pour un film donné, dans certaines conditions de développement. Cette courbe, appelée *courbe de Hurter et Driffield* (système HD), a un aspect sigmoïde avec une section droite entre les densités optiques de 0,5 et 3,0 (généralement jusqu'à 4,0 en mammographie) ; c'est la région de la courbe où le **contraste** est fort. Cette courbe permet d'apprécier la vitesse et le contraste du film en fonction de l'exposition.

CR
Voir **Cassette-récepteur**.

CRT (*cathode ray tube*)
Écran à tube cathodique.

Déflexion
Modification de la direction ou déformation de la verticale en comparant plusieurs mesures. Ainsi, la déflexion de la plaque de compression pourrait se présenter dans le sens droite-gauche, avant-arrière (thorax-mamelon) ou en diagonale (torsion).

Densité optique (DO)
La densité optique a pour définition le logarithme décimal de l'opacité du film à la lumière. Rappelons que la transmission du film correspond à la fraction de la lumière transmise et que l'opacité est, par définition, l'inverse de la transmission. L'usage du logarithme permet une représentation plus simple, numériquement et graphiquement, des films exposés à l'aide d'écrans intensificateurs.

Densitomètre
Appareil permettant de mesurer, par transmission de la lumière, le noircissement du film, c'est-à-dire sa **densité optique**.

Détecteur-récepteur (DR)
Dans le présent manuel, appellation d'un système numérique avec détecteur par opposition à un système numérique avec plaques photostimulables CR (**cassette-récepteur**).

Détection assistée par ordinateur (DAO)
Logiciels visant à faciliter la détection des lésions suspectes dans une image. Outils d'aide à la détection pour le radiologiste.

Detective quantum efficiency *(DQE)*
Voir ***Efficacité de détection quantique (EDQ).***

Développement
Le développement du film est un procédé physicochimique par lequel une **image latente**, invisible à l'œil, produite dans l'émulsion d'un film exposé à la lumière ou à un rayonnement X, est transformée, par l'action d'un révélateur, en image visible. Le développement est un élément essentiel du procédé photographique. L'appareil de traitement exécute automatiquement le développement. La qualité et l'efficacité du procédé de développement sont très importantes en mammographie, examen où l'on doit obtenir la meilleure **sensibilité** et le plus fort **contraste photographique** tout en réduisant au maximum la **dose glandulaire moyenne** donnée à la patiente et les **artéfacts** sur les films.

Développeuse ou appareil de traitement (pour un système film-écran)
Appareil de traitement automatique assurant le transport du film, par un système de rouleaux, à vitesse constante, dans les cycles de **développement**, de fixage, de lavage et de séchage de ce film.

Digital driving level *(DDL)*
Valeur numérique appliquée à l'entrée d'un système d'affichage pour produire une luminance donnée. L'ensemble des DDL d'un système représente toutes les valeurs de luminance d'un système d'affichage. La correspondance des DDL aux valeurs de luminance pour un système d'affichage donne la courbe de réponse caractéristique du système.

Discret element *(DEL)*
Élément distinct dans un détecteur numérique.

Dispositif de transfert de charge (DTC) /* charge-coupled devices *(CCD)
Dispositif électronique permettant l'accumulation et le transfert de charges électriques le long d'une suite d'éléments capacitifs du type métal-oxyde-semiconducteur, réalisée par intégration monolithique. Les DTC sont généralement fabriqués sous forme de barrettes ou de mosaïques et servent à des fonctions de photodétection, de traitement du signal ou de mémoire. C'est un circuit intégré à semi-conducteur dont le fonctionnement est fondé sur le déplacement successif de charges électriques.

Distance source-image (DSI)
Distance entre le foyer du **tube radiogène** et le plan de l'image, c'est-à-dire le film radiographique ou le détecteur.

Dopé
Qualifie un matériau auquel on a ajouté des impuretés afin de modifier ses caractéristiques électriques ou optiques.

Dose glandulaire moyenne (DGM)
Énergie déposée, en moyenne, par unité de masse glandulaire. Cette moyenne est calculée sur l'ensemble du tissu glandulaire du sein. On calcule la dose glandulaire moyenne à partir : 1) de l'exposition dans l'air au port d'entrée ; 2) de la qualité du rayonnement (CDA) exprimée en millimètres d'aluminium ; 3) de la **tension** aux bornes du tube ; 4) de l'épaisseur du sein comprimé. Cette valeur sert à établir le risque de l'exposition au rayonnement. Pour un sein composé de 50 % de tissu adipeux et de 50 % de tissu glandulaire, et comprimé à 4,2 cm d'épaisseur, la dose glandulaire moyenne, estimée par exposition, ne doit pas dépasser 3 milligrays (mGy) ou 300 millirads (mrad).

Écart-type (σ) / standard deviation
Mesure de la dispersion d'une série d'observations statistiques par rapport à leur moyenne, qui s'obtient en extrayant la racine carrée de la variance.

$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_i \left(X_i - \overline{X}\right)^2}{n-1}}$ *où* X_i représente chacune des valeurs prises en considération pour la moyenne et n, le nombre de valeurs.

Écran intensificateur
Feuille de matière plastique recouverte de cristaux microscopiques de phosphore. Les cristaux émettent de la lumière lorsqu'ils sont soumis au rayonnement X. La lumière émise produit une **image latente** sur le film radiographique.

Écran luminescent photostimulable ou écran radioluminescent à mémoire (ERLM)
Voir ***Plaque photostimulable.***

Éclairement
Quotient du flux lumineux tombant sur une surface par la surface éclairée, mesuré en ***lux.***

Effet moiré
Aspect ondulé, ligné sur le film.

Efficacité de détection quantique (EDQ) /* Detective Quantum Efficiency *(DQE)
Fonction décrivant le transfert du rapport signal sur bruit (RSB) qui a lieu au moment de l'enregistrement d'une image radiologique. L'EDQ indique l'efficacité avec laquelle le dispositif emploie les quanta disponibles. Ce paramètre prend en compte l'absorption du rayonnement X, le bruit, la résolution et la sensibilité. Il montre la capacité d'un système à convertir fidèlement l'image radiante sans la distordre en comparant le RSB à la sortie et le RSB à l'entrée. L'EDQ à une fréquence spatiale inférieure à 1 doit toutefois être supérieure à 0,5 en imagerie médicale. Elle peut se situer autour de 0,8 dans les cas les plus favorables.

$$\text{EDQ} = \frac{(\text{RSB}_{\text{sortie}})^2}{(\text{RSB}_{\text{entrée}})^2}$$

Émulsion
Couche de gélatine déposée sur le support du film contenant les cristaux d'halogénure d'argent, lesquels constituent les éléments sensibles au rayonnement et à la lumière.

Étalonnage
Vérification, par comparaison avec un étalon, de l'exactitude des indications d'un instrument de mesure.

Facteurs techniques de référence
Facteurs techniques – soit le mode, la combinaison anode-filtre, la charge (en mAs) et la tension (en kVp) – utilisés pour produire les mammogrammes dans un centre de mammographie. Ces facteurs s'appliquent à un sein mixte, c'est-à-dire composé de tissu 50 % adipeux et 50 % glandulaire compressé à 4,2 cm.

Fantôme de mammographie
Objet simulant la composition moyenne du sein et de ses différentes structures anatomiques. Le fantôme contient des **fibres**, des microcalcifications (grains) et des **masses**.

Feuille d'acrylique
Nous rencontrons souvent le sigle PMMA (polymethylmethacrylate) dans la littérature en remplacement de l'expression *feuilles d'acrylique*. Ce matériau est vendu sous différentes marques comme Lucite, Plexiglas, Perspex.
Voir **Absorbant**.

Fibres
Tiges de nylon incorporées dans le **fantôme de mammographie.** Elles simulent les structures fibreuses du sein.

Film de mammographie
Film radiologique spécialement adapté à la mammographie. Généralement, il est émulsionné d'un seul côté. Le film est placé au fond de la **cassette,** avec le côté émulsionné vers le haut. L'**écran intensificateur**, fixé dans le couvercle de la cassette, est mis en contact avec l'émulsion. Le rayonnement passe à travers le film avant d'interagir avec l'écran. Cette disposition du film et de l'écran produit des mammogrammes aux contours plus nets.

Film sensitométrique
Film obtenu en développant un film exposé dans un **sensitomètre**. Il sert à établir la courbe de la **densité optique** obtenue en fonction de l'exposition d'un film donné, qui est soumis à des conditions de **développement** déterminées.

Filtre
Matériel absorbant placé dans le faisceau de rayonnement X entre l'anode du **tube radiogène** et le sein de la patiente. Le filtre a pour effet de réduire les rayonnements de faible pouvoir pénétrant qui ne contribuent pas au mammogramme et irradient inutilement le sein. Les matériaux absorbants comprennent la fenêtre de sortie du tube, le miroir du **collimateur**, le filtre ajouté et la **plaque de compression**. En mammographie, la fenêtre de sortie du tube est constituée de béryllium. Le filtre ajouté est une lame de molybdène ou de rhodium. Une filtration élevée augmente la qualité, c'est-à-dire le pouvoir de pénétration du rayonnement, et diminue le **contraste radiologique**.

Fixateur
Produit chimique déposé sur le film après le **développement**. Son rôle est d'éliminer de l'**émulsion** les sels d'argent non transformés en argent métallique par l'action du **révélateur**. Son action permet de rendre transparentes les zones du film non touchées par le rayonnement X ou la lumière de l'écran et d'empêcher tout noircissement ultérieur du film.

Flat fielding
Harmonisation de l'image.

Fonction de transfert de modulation (FTM)
Fonction qui décrit comment le contraste des composantes de l'image est transmis en tenant compte de la fréquence spatiale de ces composantes. Sa représentation est une courbe qui relie le contraste de l'image à la fréquence spatiale de l'objet exprimée en nombre de paires de lignes par millimètre. C'est une fonction décroissante comprise entre 1 et 0 : près de 1 pour des fréquences spatiales très faibles et près de 0 pour des fréquences élevées. Généralement, plus la FTM est élevée, moins le contraste est élevé.

Foyer du tube
Zone de l'anode frappée par les électrons. Dans un tube récent, les électrons sont focalisés sur une toute petite surface de l'anode. Cela a pour effet de donner une source de rayonnement ponctuelle aussi petite que possible, et assure des images aux contours nets et contrastés. En mammographie, les tubes ont deux foyers : un foyer fin de 0,1 mm sur 0,1 mm utilisé dans le cadre de la technique d'agrandissement et un grand foyer de 0,3 mm sur 0,3 mm pour les mammographies de contact, c'est-à-dire les mammographies plein champ.

Gamme de puissance du bruit
Fonction qui décrit le bruit de l'image en fonction de la fréquence spatiale.

Grayscale Standard Display Function *(GSDF)*
Ensemble mathématique défini selon la méthode *Just Noticeable Differences* et la valeur de **luminance**, et sur lequel est basée la norme DICOM 3, Part 14 (NEMA PS 3.14).

Grille antidiffusante
Assemblage de fines lamelles de plomb parallèles entre elles et perpendiculaires à la surface de la **cassette** ou orientées (focalisées) vers le foyer du tube**.** La grille, située entre le sein et le **récepteur d'image**, permet de réduire le **rayonnement diffusé** et d'améliorer tant le contraste radiologique que la netteté des mammogrammes.

Illuminance
Terme photométrique qui désigne le taux auquel la lumière visible frappe une surface. Ce terme est souvent utilisé pour décrire la quantité d'éclairage ambiant ou la lumière frappant la surface de l'écran. Les unités sont le lumen par mètre carré et le **lux**.

Image corrigée (ou non traitée)
Image provenant d'un détecteur numérique qui est produite après les corrections relatives à l'harmonisation (***flatfielding***) et à la détection (corrections pour des variations de sensibilité des pixels et gain électronique pour l'affichage) mais avant tout autre traitement de l'image. La valeur du pixel est généralement linéaire, dans un système DR, à l'étape de l'exposition. Cette image sera utilisée pour la plupart des vérifications à effectuer.

Image fantôme
Résidu d'une image précédente sur une nouvelle image.

Image latente
En mammographie classique, l'image latente est le résultat de la modification des cristaux d'halogénure d'argent de l'**émulsion** au cours de l'exposition au rayonnement X ou à la lumière. Cette modification imperceptible à l'œil permettra la transformation de ces cristaux en argent métallique au moment du **développement.** L'ensemble de ces cristaux transformés en argent métallique constitue l'image visible, appelée *mammogramme*.

En mammographie numérique, l'image latente est produite par les détecteurs avant sa transformation en signal électrique pour produire l'image numérique.

Image brute (non corrigée ou RAW)
Image provenant d'un détecteur numérique telle qu'elle est produite avant tout traitement, y compris les corrections relatives à l'harmonisation (***flatfielding***) et à la détection (corrections pour des variations de sensibilité des pixels et gain électronique pour l'affichage). Le signal de lecture de chaque élément (**discret element – DEL**) du détecteur doit être linéaire à la valeur de pixel du même DEL. La linéarité s'applique à tous les DEL.

Image non traitée (ou corrigée)
Voir ***Image corrigée***.

Indice de contraste
Différence de **densité optique** entre deux **paliers** (ou échelons) du **film sensitométrique** préalablement choisis. Cet indice, établi tous les jours, permet de faire le suivi du contrôle du **contraste photographique** au moment du **développement**. La variation de cette valeur doit se maintenir à l'intérieur d'une certaine limite.
Voir ***Sensitométrie***.

Indice de vitesse
Valeur de la **densité optique** d'un **palier** (ou échelon) du **film sensitométrique** préalablement choisi. Cet indice, établi tous les jours, permet de faire le suivi du contrôle du développement. La variation de cette valeur doit se maintenir à l'intérieur d'une certaine limite. Les indices de contraste et de vitesse servent à faire le suivi du contrôle de la qualité d'un appareil de traitement des films. L'indice de vitesse ne peut en aucun cas servir à comparer la qualité du développement d'un centre de mammographie à l'autre. Voir ***Sensitométrie***.

Indice de voile
Voir ***Voile de fond***.

Just Noticeable Differences *(JND)*
Différence de luminance d'une cible donnée, que l'œil humain moyen peut percevoir dans les conditions valant pour la visualisation.

Kerma
Acronyme de *Kinetic energy released in material*.
Le kerma fait référence à l'énergie cinétique déposée par unité de masse d'un absorbant. Il s'exprime en gray (Gy) et 1 Gy = 1 Jkg^{-1}. Dans l'air, une dose absorbée de 1 Gy correspond à une exposition d'environ 115 rœntgens (R).

kVp
Voir ***Tension de pointe***.

Lampe inactinique
Luminaire que l'on trouve habituellement dans une chambre noire. Muni du filtre optique approprié, il produit une lumière de nature à ne pas voiler un film dans un temps donné. La plupart des lampes inactiniques produisent un **voile** sur le film si l'exposition est longue ou intense.

Largeur de fenêtrage (*window width*)
Réglages définissant un rapport linéaire entre les valeurs de pixels de la modalité et les valeurs de pixels nécessaires pour la présentation (valeurs de présentation).

Liquid crystal display *(LCD)*
Écran à cristaux liquides.

Luminance
Mesure de la luminosité d'une surface exprimée en **nit** ou candela par mètre carré (cd/m^2). C'est le quotient du flux lumineux traversant une surface dans une direction déterminée par le produit de l'angle solide éclairé et de la projection de la surface.

Luminance lumineuse
Quotient de l'intensité lumineuse que réfléchit un élément par la surface apparente de cet élément dans la même direction.

Lumination
Quantité de lumière reçue par tous les points de la surface sensible pendant l'exposition pour produire un effet photographique.

Luminosité
Attribut de la sensation visuelle selon laquelle une surface paraît émettre plus ou moins de lumière. Correspondant psychosensoriel de la grandeur photométrique (mesure objective) appelée **luminance**. Sensation visuelle subjective de brillance de la lumière ou de la couleur.

Luminescence
Émission de lumière sous l'effet d'une excitation. En éclairage, cette notion est généralement limitée à l'émission de radiations visibles ou proches du visible par des sources d'éclairage telles que des lampes à décharge haute et basse pressions et des lampes fluorescentes.

Lux
Unité d'éclairement d'une surface qui reçoit un flux lumineux. L'éclairement de la salle servant à l'interprétation des mammogrammes se mesure en lux. Il doit être inférieur à 50 lux en mammographie classique.

Mammogramme
Image médicale (sur film ou numérique) obtenue par la méthode de la radiographie dans un but de dépistage ou de diagnostic des maladies du sein.

Mammographe
Appareil de radiographie spécialement conçu pour la mammographie. L'appareil est muni d'une **plaque de compression** et son *design* permet une géométrie d'exposition, une qualité de rayonnement et une facilité de positionnement optimal pour l'imagerie radiologique du sein.

Mammographie
Technique radiologique appliquée à l'imagerie du sein.

Milliampère/seconde (mAs)
Unité de mesure radiologique définie comme étant le produit du courant d'électrons dans le **tube radiogène** par le temps d'exposition. À une **tension** (kVp) donnée, la dose d'exposition est proportionnelle au produit courant/temps.

Masses
Objets demi-sphériques insérés dans le **fantôme de mammographie.** Ils simulent les masses dans le sein.

Mauvaise carte de pixel
Carte qui précise le nombre et la position des **DEL** défectueux.

Négatoscope
Dispositif utilisé pour examiner les films radiologiques, lequel comporte une source de lumière devant laquelle est placée une surface dépolie. C'est l'ensemble des **plages lumineuses** d'un même appareil de lecture pour films radiologiques qui est limité par un seul cadre.

Nit (ou candela par mètre carré)
Unité SI de luminance lumineuse.

Noise power spectrum *(NPS)*
Voir ***Gamme de puissance du bruit***.

Paliers du film sensitométrique
Voir ***Sensitomètre***.

PAM
Programme d'agrément en mammographie mis en œuvre par l'Association canadienne des radiologistes (CAR).

Pas entre les pixels (*Pixel pitch*)
Intervalle séparant les points homologues de deux pixels d'image consécutifs.

Photocellule
Détecteur utilisant l'effet photoélectrique pour transformer le signal lumineux reçu en signal électrique ; il est aussi appelé *récepteur photoélectrique*.

Pixel
Plus petit élément d'une image numérique.

Pixel pitch
Voir ***Pas entre les pixels***.

Plage dynamique
Réponse d'un système numérique ou d'un système d'affichage.

Plage lumineuse
La plage lumineuse constitue la surface du **négatoscope** qui correspond aux dimensions d'un film radiologique. Habituellement, les surfaces correspondent aux films de 35 cm x 43 cm en radiographie générale ou de 24 cm x 30 cm en mammographie classique.

Plaque de compression
Plaque de matière plastique permettant de presser le sein sur la surface du porte-grille. Cette compression a plusieurs rôles : elle empêche le mouvement du sein au cours de l'exposition et elle réduit ainsi le flou dû au déplacement ; elle diminue l'épaisseur du tissu traversé, ce qui a pour avantage de réduire l'exposition au rayonnement et de diminuer le rayonnement diffusé ; elle sépare par étalement les structures internes du sein et en permet ainsi une meilleure visualisation. La plaque de compression peut être actionnée manuellement ou à l'aide d'un mécanisme motorisé. La force de compression appliquée sur le sein doit se situer entre 11,4 et 20,5 kg (entre 25 et 45 lb).

Plaque photostimulable
Détecteur-récepteur numérique qui a l'apparence d'une plaque, laquelle est faite d'un matériau **luminescent** photostimulable à base d'un composé du groupe des fluorobromures de baryum, dopé à l'europium. Cette plaque photostimulable est placée dans un récepteur du type cassette. Aussi appelé *plaque aux phosphores* par certains fabricants, mais cette appellation est de moins en moins utilisée.

Plateau d'examen
Plateau sur lequel le sein est appuyé pendant l'examen. Par exemple, le **porte-grille** servira de plateau d'examen.

Porte-grille (**bucky** ***ou support de grille mobile)***
Dispositif assurant le mouvement de la **grille antidiffusante** au moment de prendre un radiogramme. En mammographie, le porte-grille fait aussi office de support du sein et de porte-cassette.

Position de référence sur le sélecteur de densité
Indique la position du sélecteur de densité à laquelle les examens sont généralement effectués. Elle correspond à la densité utilisée pour un sein mixte (50 % adipeux et 50 % glandulaire) compressé à 4,2 cm ou pour le fantôme de mammographie.

Post-traitement de l'image
Manipulation ou ajustement de l'image à l'écran par l'utilisateur.

Radiogramme
Image médicale ou photographique obtenue par la méthode de la radiographie. Dans le présent document, le terme désigne habituellement une image de fantôme et s'oppose au mammogramme qui, lui, fait référence à l'image du sein.

Rapport contraste sur bruit (RCB) /* contrast to noise ratio *(CNR)
Le RCB est calculé pour un test-objet en particulier : une feuille d'aluminium de 0,1 mm d'épaisseur déposée sur une couche d'absorbants en acrylique de 45 mm d'acrylique d'épaisseur. Le calcul se fait de la façon suivante :

$$RCB = \frac{\text{valeur de la moyenne des pixels (signal)} - \text{valeur moyenne des pixels (du fond)}}{\text{Écart-type (du fond)}}$$

ou, encore,

$$RCB = \frac{\overline{X}_1 - \overline{X}_2}{\sigma}$$

où $\overline{X}_1$ et $\overline{X}_2$ sont les valeurs moyennes des pixels de chaque région d'intérêt (ROI) et σ, l'écart-type d'une ROI. Si les écarts-types des ROI sont différents, σ représente la moyenne des écarts-types.

Rapport signal sur bruit (RSB) /* signal to noise ratio *(SNR)
Le RSB est calculé pour une région d'intérêt (ROI) précise, de la façon suivante :

$$RSB : \frac{\text{valeur moyenne des pixels - constante d'excentrement (C)}}{\text{écart-type de la valeur moyenne des pixels}}$$

ou, encore,

$$RSB = \frac{\overline{X} - C}{\sigma}$$

où $\overline{X}$ est la valeur moyenne des pixels et C est la constante d'excentrement (compensation en valeur des pixels), s'il y a lieu. La constante d'excentrement est déterminée au moment de vérifier la réponse des récepteurs numériques (plage dynamique).

Rayonnement diffusé
Rayonnement X dévié de son parcours entre le **foyer du tube** et le **récepteur d'image**. Ce rayonnement contribue à noircir le film sans y apporter d'information utile ; de plus, il en diminue la netteté et le **contraste radiologique**. La **grille antidiffusante** et la compression du sein permettent de réduire le rayonnement diffusé.

Récepteur d'image
Le film, la **plaque photostimulable** ou le détecteur numérique agiront comme récepteur d'image, selon les différentes technologies.

Réponse dynamique (plage dynamique)
Quotient de l'amplitude du signal non atténué sur l'amplitude du signal le plus atténué.

Résolution intrinsèque
Résolution maximale du détecteur. Le fabricant peut indiquer ce maximum ; sinon, la vérification effectuée avant l'utilisation de l'appareil indiquera le seuil maximal atteint par le détecteur à l'état neuf.

$$\text{Résolution intrinsèque} = \frac{1}{\text{pas entre les pixels} \times 2}$$

Résolution spatiale
Distance ou écart angulaire le plus petit permettant de discriminer deux objets voisins. Elle correspond au plus petit détail perceptible. Elle est déterminée par la taille du pixel, qui dépend elle-même de la taille de la matrice d'acquisition. À la résolution spatiale correspond une fréquence spatiale exprimée en nombre de paires de lignes par millimètre (pl/mm). Une haute résolution correspond à une taille de pixel faible et à un nombre de pl/mm élevé.

Rétention du fixateur
Toute trace de **fixateur** devrait être éliminée de l'**émulsion** à la suite du lavage. Un résidu de fixateur a pour effet, à long terme, de faire jaunir le film et d'en détériorer la qualité. Le test de rétention du fixateur permet d'évaluer la quantité résiduelle de fixateur dans l'**émulsion**.

Révélateur
Agent chimique responsable, au cours du **développement**, de la transformation de l'**image latente** en argent métallique dans l'**émulsion**. Voir ***Développement***.

Région d'intérêt /* Region-Of-Interest *(ROI)
Désigne la région dans laquelle la valeur moyenne des pixels et l'écart-type seront mesurés. Correspond généralement à une surface d'environ 4 cm^2 mais toujours supérieure à 1 cm^2. Dans le présent manuel, l'appellation ROI constitue un standard de mesure pour un système numérique.

Région d'intérêt (ROI) standard
Région d'intérêt d'environ 4 cm^2 dans laquelle la valeur moyenne des pixels et l'écart-type sont mesurés. Le centre de la région d'intérêt est situé perpendiculairement à 60 mm du côté de la paroi thoracique et centré par rapport à la gauche et à la droite.

Rolloscope
Voir ***Alternateur panoramique***.

Sensibilité ou vitesse du film
Caractéristique du film-écran consistant à produire une **densité optique** donnée sur le film à la suite d'une exposition donnée. Si le film nécessite plus de lumière, par conséquent plus de radiations, il est dit peu sensible ou lent. Si, par contre, on obtient cette densité avec moins de lumière, donc avec moins de radiations, on dira que le film est sensible ou rapide. Toutefois, la densité optique obtenue dépend non seulement de la composition de l'**émulsion**, mais aussi des conditions de **développement** et de la lumière émise par les **écrans intensificateurs**.

Sensitomètre
Appareil permettant d'exposer de manière reproductible un film à des niveaux différents de lumière. Une série de 21 filtres optiques dont la densité optique varie de 0,05 à 3,05 produit sur le film autant de plages de densités différentes, appelées **paliers** (ou échelons) **du film sensitométrique**.

Sensitométrie
Ensemble des moyens permettant de déterminer la réponse des matériaux photosensibles en fonction des conditions d'exposition et du traitement de ces matériaux. La sensitométrie permet ainsi de contrôler les caractéristiques des couches sensibles au moment de la fabrication et de déterminer les conditions optimales d'utilisation des matériaux photosensibles.

Seuil du contraste (**threshold contrast*****)***
Le plus petit contraste discernable pour une grandeur déterminée de détails qui peuvent être montrés par le système de formation de l'image avec différentes intensités (densités) couvrant toute la plage dynamique. Le seuil du contraste est une mesure qui se rapporte à la visualisation des structures de bas contraste. Il est en grande partie déterminé par l'EDQ du détecteur.

Service de mammographie itinérant
Service de mammographie offert soit par une **unité mobile,** soit par une **unité portative**.

Signal to noise ratio *(SNR)*
Voir ***Rapport signal sur bruit (RSB)***.

Stéréotaxie
Méthode de repérage dans les trois dimensions de l'espace, laquelle permet de déterminer avec précision le site exact d'une région, d'une structure ou d'une lésion à des fins de diagnostic ou de traitement.

Support de grille mobile
Voir ***Porte-grille***.

Tension (en kVp) *ou* ***haute tension***
Différence maximale de potentiel entre l'anode et la cathode d'un **tube radiogène**. Cette tension, exprimée en kilovolts pointe (kVp), détermine la valeur maximale de l'énergie du rayonnement X émis par le tube en kiloélectronvolts (keV). Le pouvoir de pénétration du rayonnement, ou qualité du rayonnement, qui s'exprime par la couche de demi-atténuation, augmente avec la tension.

Tube radiogène
Dispositif produisant le rayonnement X. Le tube comprend une enveloppe évacuée, une anode (électrode positive) et une cathode (électrode négative). Un filament électrique, situé dans la cathode, produit un courant (en mA) d'électrons dans le tube. Ces électrons sont accélérés vers une zone de l'anode appelée **foyer du tube**. Certains de ces électrons, en frappant l'anode, produisent le rayonnement X. En mammographie, l'anode est constituée de molybdène, de rhodium ou de tungstène. Le matériau de l'anode affecte la qualité du rayonnement (qui s'exprime par la couche de demi-atténuation). L'anode de molybdène est utilisée pour la plupart des radiogrammes produits en mammographie. L'anode de rhodium produit un rayonnement plus pénétrant, lequel permet de réduire la charge (en mAs) et, par le fait même, la **dose glandulaire moyenne.** Elle est utilisée pour la mammographie des seins denses ou de forte taille.

Unité mobile de mammographie
Appareil de mammographie qui est transporté et installé à l'intérieur d'un véhicule du type autocar ou camion à remorque spécialement aménagé pour que l'on y effectue des examens.

Unité portative de mammographie
Appareil de mammographie qui est transporté et installé temporairement à l'intérieur d'un local hôte, où l'on effectue les examens.

Unités SI
Unités du système international.
Voir le tableau des unités SI utilisées en radioprotection (annexe 29).

Voile
Densité optique ou densité parasite qui se produit sur une émulsion sensible – à cause d'une réaction chimique, des conditions de traitement, du vieillissement, de la lumière ou de l'environnement – et qui affecte le contraste des images.

Voile de base
Densité optique du film liée à la densité propre du support du film et à la densité résultant de l'action du **révélateur** sur une **émulsion** non exposée. On détermine la valeur du voile de base en mesurant la densité d'un film développé sans avoir été exposé.

Voile de fond
Densité optique du film équivalant à la somme du **voile de base** et du **voile**.

Window level
Position de la fenêtre.

Window width
Voir ***Largeur de fenêtrage***.

Zone d'affichage active
La partie de l'écran utilisée pour visualiser les images, les applications et le bureau.

www.msss.gouv.qc.ca/PQDCS

Santé
et Services sociaux
Québec

06-204-01